



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**  
**SEDE GUAYAQUIL**  
**CARRERA DE BIOMEDICINA**

**DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN SISTEMA DE ÓRTESIS PARA LA  
REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON ESGUINCE DE GRADO 2,  
ATENDIDOS EN UNA INSTITUCIÓN DE REHABILITACIÓN FÍSICA  
SIN FINES DE LUCRO**

Trabajo de titulación previo a la obtención del  
Título de Ingeniero Biomédico

**AUTORES:** Scarlette del Pilar Martínez Guerra  
Geraldine Solange Vergara Zuñiga  
**TUTOR:** Ing. Flavio Moreno Villamarin.

Guayaquil - Ecuador  
2025

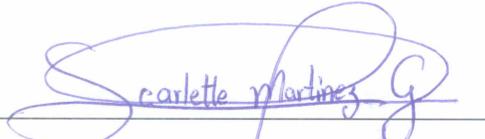
## CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Scarlette del Pilar Martínez Guerra** con documento de identificación N° **1250782735** y **Geraldine Solange Vergara Zuñiga** con documento de identificación N° **0924867690**; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

Guayaquil, 14 de febrero del 2025

Atentamente,



---

Scarlette del Pilar Martínez Guerra  
1250782735



---

Geraldine Solange Vergara Zuñiga  
0924867890

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA  
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, **Scarlette del Pilar Martínez Guerra** con documento de identificación N° **1250782735** y **Geraldine Solange Vergara Zuñiga** con documento de identificación N° **0924867690**, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del **Proyecto Técnico: DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN SISTEMA DE ÓRTESIS PARA LA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON ESGUINCE DE GRADO 2, ATENDIDOS EN UNA INSTITUCIÓN DE REHABILITACIÓN FÍSICA SIN FINES DE LUCRO**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Biomedicina, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 14 de febrero del 2025

Atentamente,

Scarlette del Pilar Martínez Guerra  
1250782735

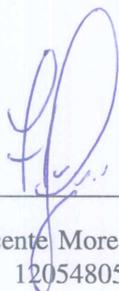
Geraldine Solange Vergara Zuñiga  
0924867690

## CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Flavio Vicente Moreno Villamarín**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN SISTEMA DE ÓRTESIS PARA LA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON ESGUINCE DE GRADO 2, ATENDIDOS EN UNA INSTITUCIÓN DE REHABILITACIÓN FÍSICA SIN FINES DE LUCRO**, realizado por **Scarlette del Pilar Martínez Guerra** con documento de identificación N° **1250782735** y por **Geraldine Solange Vergara Zuñiga** con documento de identificación N° **0924867690**, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Proyecto Técnico** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 14 de febrero del 2025

Atentamente,



---

Ing. Flavio Vicente Moreno Villamarín, Mg.  
1205480542

## DEDICATORIA

Este trabajo de titulación está dedicado a:

A Dios, por ser mi guía y fortaleza en cada paso de este camino, por darme la sabiduría y perseverancia necesarias para alcanzar este logro.

A mi madre, Mercedes Inés Guerra Duque, por su amor incondicional, apoyo constante y por creer siempre en mí, incluso en los momentos más difíciles. Tus palabras de aliento y sacrificios han sido mi mayor inspiración.

A mi padre, Marco Washintong Martínez Freire, quien ahora descansa en la eternidad. Aunque físicamente no estás aquí, sé que me acompañaste en cada instante de este proceso. Todos mis logros te los dedico a ti, con la esperanza de que desde donde estés, te sientas orgulloso de mí.

A mis abuelitos maternos y paternos, cuyos valores, amor y ejemplo de vida han dejado una huella imborrable en mi corazón. Gracias por sus enseñanzas, su cariño y por ser pilares fundamentales en mi historia.

Y a esa persona especial, quien con su paciencia, cariño y compañía silenciosa, ha sido un pilar en este proceso. Con amor y gratitud,

**Scarlette del Pilar Martínez Guerra**

Este trabajo de titulación está dedicado a Dios por darme la inteligencia, sabiduría y paciencia necesarias para superar los retos que se dieron durante todo este proceso de aprendizaje.

A mis padres Roly Antonio Vergara Nazareno y Mariana Maribel Zuñiga Garzón, a quienes dedico este logro en su totalidad ya que son el motor de mi vida, gracias por su amor, fortaleza y entrega, que han sido mi mayor motivación para llegar hasta aquí sin desfallecer, los amo.

A mi abuelito, quien ahora goza de la vida eterna, que con su amor infinito y su recuerdo me ha dado las fuerzas para continuar, con la esperanza que desde donde esté se sienta orgulloso de mí. A mi abuelita, que el hecho de escuchar su orgullo y amor al expresarse de mí me alegra el corazón para seguir adelante.

A mi hermano, cuyas ocurrencias siempre han logrado sacarme sonrisas aunque yo esté pasando por un mal momento e hizo de este camino algo mucho más llevadero.

Una parte de este proyecto siempre será suya, con amor

**Geraldine Solange Vergara Zuñiga**

## AGRADECIMIENTO

A mi madre, Mercedes Inés Guerra Duque, mi más profundo agradecimiento por su amor incondicional y apoyo constante a lo largo de mi vida. Sus palabras de aliento y su fé en mí han sido mi faro en los momentos más difíciles. A mi padre, Marco Washintong Martínez Freire quien siempre creyó en mis capacidades, le dedico este trabajo como un homenaje a su memoria. Al Ingeniero Flavio Moreno Villamarín, quiero expresar mi más sincero agradecimiento por su invaluable guía y paciencia durante el desarrollo de esta investigación. Sus conocimientos fueron fundamentales para superar los desafíos que se presentaron y alcanzar los objetivos planteados.

**Scarlette del Pilar Martínez Guerra**

A Dios por permitirme llegar hasta este momento y poner en mi camino a personas muy buenas que hicieron de esto menos complicado. A mis padres Roly Vergara Nazareno y Maribel Zuñiga Garzón quienes siempre han creído en mí y han sido mi mayor motivación para que pueda cumplir cada logro desde que tengo uso de razón porque el simple hecho de ver lo orgullosos que están es mi mayor felicidad, mis logros son los suyos. A mi hermano que me apoyo en todo momento. A mis compañeros los cuales hicieron de este camino algo mucho más llevadero. A mis profesores quienes con respeto y dedicación, dejaron en mí muchas enseñanzas las cuales llevare para siempre conmigo.

Gracias a todos y cada uno de ustedes, por ser parte de esta etapa tan importante de mi vida.

**Geraldine Solange Vergara Zuñiga**

## RESUMEN

El presente proyecto tiene como objetivo diseñar y simular un prototipo de una órtesis personalizada para la rehabilitación de pacientes con esguince de tobillo grado 2, que son atendidos en una institución de rehabilitación física sin fines de lucro. Responde a la necesidad de dispositivos ortopédicos adaptados a las características anatómicas y funcionales de los pacientes, ya que las órtesis genéricas disponibles suelen ser insuficientes para garantizar una recuperación efectiva y prevenir recaídas.

Los esguinces de tobillo, frecuentes en deportistas, son una de las principales causas de consulta traumatológica, afectando el rendimiento físico y la calidad de vida. La carencia de órtesis específicas incrementa el riesgo de recaídas, prolonga la rehabilitación y puede derivar en inestabilidad crónica. Por ello, el proyecto desarrolla un prototipo que proporciona soporte adecuado y funcionalidad, respetando la biomecánica natural del pie y del tobillo.

El diseño se basó en un análisis de la biomecánica, cinemática y cinética del pie, considerando movimientos articulares y fuerzas de la marcha. Utilizando software especializado, se elaboró un diseño mecánico que permite flexión plantar-flexión dorsal y aducción-abducción controlada, integrándose en un prototipo funcional. Además, se realizó un análisis de costos para garantizar la viabilidad y accesibilidad del dispositivo, empleando materiales livianos y resistentes como polímeros y aleaciones metálicas.

El resultado es un prototipo ergonómico y biomecánico que acelera la recuperación, previene recaídas y mejora la calidad de vida de los pacientes, contribuyendo significativamente al avance de la ingeniería biomédica mediante el uso de tecnologías avanzadas en dispositivos médicos personalizados.

**Palabras claves:** dispositivos ortopédicos, esguince de tobillo, rehabilitación física, biomecánica, prototipo funcional, recuperación óptima, Software de diseño y simulación.

## ABSTRACT

The objective of this project is to design and simulate a prototype of a customized orthosis for the rehabilitation of patients with grade 2 ankle sprains, who are treated in a non-profit physical rehabilitation institution. It responds to the need for orthopedic devices adapted to the anatomical and functional characteristics of patients, since the generic orthoses available are often insufficient to guarantee effective recovery and prevent relapses.

Ankle sprains, frequent in athletes, are one of the main causes of trauma consultation, affecting physical performance and quality of life. The lack of specific orthoses increases the risk of relapses, prolongs rehabilitation and can lead to chronic instability. Therefore, the project develops a prototype that provides adequate support and functionality, respecting the natural biomechanics of the foot and ankle.

The design was based on an analysis of the biomechanics, kinematics and kinetics of the foot, considering joint movements and gait forces. Using specialized software, a mechanical design was developed that allows controlled plantar flexion-dorsiflexion and pronation-supination, which was integrated into a functional prototype. In addition, a cost analysis was performed to ensure the viability and accessibility of the device, using lightweight and resistant materials such as polymers and metal alloys.

The result is an ergonomic and biomechanical prototype that accelerates recovery, prevents relapses and improves the quality of life of patients, contributing significantly to the advancement of biomedical engineering through the use of advanced technologies in personalized medical devices.

**Keywords:** Orthopedic devices, ankle sprain, physical rehabilitation, biomechanics, functional prototype, optimal recovery, Design and simulation software.

## ÍNDICE

<b>I.</b>	<b>Introducción</b>	1
<b>II.</b>	<b>Problema</b>	2
<b>III.</b>	<b>Justificación</b>	3
<b>IV.</b>	<b>Objetivos</b>	4
IV-A.	Objetivo general . . . . .	4
IV-B.	Objetivos específicos . . . . .	4
<b>V.</b>	<b>Fundamentos Teóricos</b>	5
V-A.	GENERALIDADES DE LAS ÓRTESIS . . . . .	5
V-B.	TIPOS DE ÓRTESIS . . . . .	6
V-C.	MATERIALES UTILIZADOS EN LA FABRICACIÓN DE ÓRTESIS . . . . .	10
V-D.	ÓRTESIS ESPECÍFICAS PARA TOBILLO . . . . .	11
V-E.	BIOMECÁNICA DE PIE Y DEL TOBILLO . . . . .	14
V-F.	CINÉTICA Y CINEMÁTICA DEL PIE Y DEL TOBILLO . . . . .	17
V-G.	MARCHA Y FASES DE LA MARCHA . . . . .	19
V-H.	ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL PIE Y TOBILLO . . . . .	20
V-I.	SOFTWARES DE MODELAMIENTO Y SIMULACIÓN . . . . .	23
V-J.	LENGUAJE C++ . . . . .	24
V-K.	ARDUINO . . . . .	26
V-L.	ESP32 . . . . .	28
V-M.	ENGRANAJES . . . . .	30
V-N.	CAJA REDUCTORA . . . . .	33
V-Ñ.	TINKERCAD . . . . .	34
V-O.	PETG (POLIETILENO TEREFTALATO DE GLICOL) . . . . .	35
V-P.	EXOSUIT . . . . .	36
V-Q.	SERVOMOTOR . . . . .	37
V-R.	PULSADORES . . . . .	38
<b>VI.</b>	<b>Marco Metodológico</b>	40
VI-A.	BOSQUEJO DEL DISEÑO PRELIMINAR . . . . .	40
VI-B.	MOVIMIENTOS ARTICULARES DE TOBILLO . . . . .	40
<b>VII.</b>	<b>PARTES MECÁNICAS</b>	41
VII-A.	DISEÑO MECÁNICO DE LA ÓRTESIS DE TOBILLO . . . . .	43
VII-B.	REDISEÑO DE ÓRTESIS . . . . .	44
VII-C.	ESCANEADO . . . . .	44
VII-D.	DISEÑO EN FUSION 360 . . . . .	45
VII-E.	MODELO DEL CIRCUITO . . . . .	52
VII-F.	PROGRAMACIÓN EN ARDUINO . . . . .	53
VII-G.	INTEGRACIÓN DE LA NORMA ISO 13485 EN EL DISEÑO DE ÓRTESIS . . . . .	55
VII-H.	GRADOS DE LIBERTAD . . . . .	56
VII-I.	ANÁLISIS DE COSTOS . . . . .	56
<b>VIII.</b>	<b>Resultados</b>	59
<b>IX.</b>	<b>Cronograma</b>	60

<b>X. Presupuesto</b>	61
<b>XI. Conclusiones</b>	62
<b>XII. Recomendaciones</b>	63
<b>Referencias</b>	64
<b>Anexo A: Diseño</b>	67

## ÍNDICE DE FIGURAS

1.	Modelo de órtesis [4]. . . . .	5
2.	Modelo de órtesis [6]. . . . .	6
3.	Modelo de órtesis inferior [8]. . . . .	7
4.	Modelo de ortesis de tronco . . . . .	7
5.	Modelo de órtesis de corrección [11]. . . . .	8
6.	Modelo de ortesis de soporte [13]. . . . .	9
7.	Modelo de ortesis inferior [15]. . . . .	9
8.	polímeros [17] . . . . .	10
9.	Órtesis rígidas. [22] . . . . .	12
10.	órtesis semirrígidas. [23] . . . . .	13
11.	órtesis dinámica. [4] . . . . .	14
12.	Biomecánica del pie. [26] . . . . .	15
13.	Dorsiflexión y Flexión plantar [27]. . . . .	17
14.	Inversión-Eversión.[28]. . . . .	18
15.	cinética del pie. [29] . . . . .	18
16.	Fases de apoyo. [31] . . . . .	19
17.	Huesos del pie.[33] . . . . .	20
18.	Articulaciones del pie. [34] . . . . .	21
19.	Ligamentos y Fascia.[35] . . . . .	22
20.	Músculos del pie.[36] . . . . .	22
21.	Fusion360.Autor propio . . . . .	23
22.	C++.Autor propio . . . . .	25
23.	Lenguaje C++. [43] . . . . .	26
24.	Arduino . . . . .	27
25.	ESP32 . . . . .	28
26.	Engranajes.Autor propio . . . . .	30
27.	Engranajes rectos. . . . .	30
28.	Engranajes helicoidales. . . . .	31
29.	Engranajes cónicos. . . . .	31
30.	Engranajes tornillo sinfin. . . . .	31
31.	Piñones y cremalleras. . . . .	32
32.	Caja reductora.Autor propio . . . . .	33
33.	Tinkercard . . . . .	34
34.	Polietileno.[63] . . . . .	35
35.	Exosuit.[67] . . . . .	36
36.	Servomotores.[70] . . . . .	38
37.	Pulsadores.[73] . . . . .	38
38.	Bosquejo de la órtesis. Autor propio . . . . .	40
39.	Movimientos articulares. Autor propio . . . . .	40
40.	Partes mecánicas. Autor propio . . . . .	41
41.	Modelo de pieza 1. Autor propio . . . . .	41
42.	Modelo de pieza 2. Autor propio . . . . .	42
43.	Modelo de pieza 3. Autor propio . . . . .	42
44.	Modelo de pieza 4. Autor propio . . . . .	43
45.	Diseño de órtesis. Autor propio. . . . .	43
46.	Diseño preliminar. Autor propio. . . . .	44
47.	Escaneo. Autor propio. . . . .	44
48.	Escaneo. Autor propio. . . . .	45
49.	Diseño. Autor propio. . . . .	45

50.	Diseño. Autor propio. . . . .	46
51.	Cuerpo 1. Autor propio. . . . .	46
52.	Cuerpo 2. Autor propio. . . . .	47
53.	Cuerpo 3. Autor propio. . . . .	47
54.	Cuerpo 4. Autor propio. . . . .	48
55.	Cuerpo 6. Autor propio. . . . .	48
56.	Cuerpo 7. Autor propio. . . . .	49
57.	Cuerpo 8. Autor propio. . . . .	49
58.	Cuerpo 11. Autor propio. . . . .	50
59.	flexión dorsal. Autor propio. . . . .	50
60.	flexión plantar. Autor propio. . . . .	51
61.	Inversión y Eversión. Autor propio. . . . .	51
62.	Modelo del circuito. Autor propio. . . . .	52
63.	Modelo del circuito. Autor propio. . . . .	52
64.	Programación. Autor propio. . . . .	53
65.	Programación. Autor propio. . . . .	54
66.	Programación. Autor propio. . . . .	54
67.	FODA. Autor propio. . . . .	55
68.	Plano inicial. Autor propio . . . . .	67
69.	Plano frontal. Autor propio . . . . .	67
70.	Plano derecho. Autor propio . . . . .	68
71.	Plano izquierdo. Autor propio . . . . .	68
72.	Plano posterior. Autor propio . . . . .	69
73.	Plano superior. Autor propio . . . . .	69
74.	Plano inferior. Autor propio . . . . .	70

ÍNDICE DE TABLAS

I. Cronograma ..... 60

## I. INTRODUCCIÓN

En el ámbito de la rehabilitación física, las tecnologías de apoyo desempeñan un papel fundamental en el tratamiento y recuperación de personas que han sufrido lesiones musculoesqueléticas. Dentro de estas lesiones, los esguinces de grado 2 son especialmente frecuentes, afectando la estabilidad y funcionalidad de las articulaciones. Este tipo de lesión requiere tratamientos específicos que promuevan la recuperación adecuada, pero muchas instituciones dedicadas a la rehabilitación, especialmente aquellas sin fines de lucro, enfrentan restricciones económicas que dificultan el acceso a dispositivos avanzados y efectivos.

El propósito de este trabajo es desarrollar y simular un sistema de órtesis diseñado específicamente para ayudar en la rehabilitación de pacientes con esguinces de grado 2. Este dispositivo está destinado a ser utilizado en una institución de rehabilitación física que brinda servicios gratuitos o de bajo costo, con el objetivo de ofrecer una herramienta accesible y eficiente para mejorar la recuperación de los pacientes.

El sistema propuesto se enfocará en brindar soporte y estabilidad a la articulación afectada, incorporando principios de biomecánica para asegurar que el dispositivo funcione correctamente y se adapte a las características físicas de cada paciente. Además, se utilizarán herramientas de simulación computacional para evaluar y validar su rendimiento en diferentes condiciones de uso. Para garantizar su accesibilidad, el diseño incluirá materiales económicos y ajustes flexibles que permitan personalizar la órtesis según las necesidades de cada usuario. Con este proyecto, se busca mejorar las oportunidades de rehabilitación para personas con recursos limitados, así como fortalecer las capacidades de las instituciones que ofrecen este tipo de servicios.

## II. PROBLEMA

La ausencia de diseños estandarizados y personalizados de órtesis para el tobillo ha contribuido al aumento en la ineficiencia de estos dispositivos en la prevención y tratamiento de lesiones, lo que afecta gravemente la salud y el rendimiento deportivo [1]. Las lesiones de tobillo, como los esguinces, fracturas, tendinitis y desgarros de ligamentos son comunes en deportistas y representan un alto porcentaje de las consultas traumatológicas a nivel mundial. Según diversas estadísticas, las lesiones de tobillo son responsables de alrededor del 15-20 % de todas las lesiones deportivas. En Ecuador, este tipo de lesiones también es frecuente, especialmente en jóvenes y atletas que practican deportes de impacto, como fútbol, baloncesto y voleibol.

Por esa razón la población mas afectada por estas lesiones incluye deportistas amateurs y profesionales, con mayor prevalencia en adolescentes y adultos jóvenes. Entre las causas más comunes se encuentra la falta de calentamiento, superficies irregulares, uso de calzado inadecuado y movimientos bruscos o torsiones forzadas. El tratamiento de las lesiones de tobillo pueden variar según su gravedad, incluyendo desde reposo, aplicación de hielo y fisioterapia hasta el uso de una órtesis especializada para la movilización y estabilización de la articulación. En los casos más graves, se requiere cirugía seguida de un proceso de rehabilitación que puede incluir ejercicios funcionales y el uso prolongado de órtesis.

En el mercado actual existen diferentes tipos de órtesis de tobillo, como las órtesis rígidas para la inmovilización total, las semirrígidas que combinan soporte y movilidad controlada, y las blandas, utilizadas para comprensión y prevención en actividades deportivas. Sin embargo, la falta de personalización de estos dispositivos representa un desafío, ya que las órtesis genéricas no siempre ofrecen el soporte adecuado, lo que puede llevar a un mayor riesgo de re-lesión, dolor crónico y, en el caso de niños en crecimiento, alteraciones en el desarrollo normal del pie y tobillo.

Según estudios globales, los esguinces de tobillo entre el 15 y 20 % de todas las lesiones deportivas, siendo el esguince lateral el mas común. Además de los esguinces, las fracturas, tendinopatías (como la tendinitis del tendón de Aquiles) y la inestabilidad crónica del tobillo son lesiones frecuentes. En Ecuador, aunque no se cuenta con estadísticas detalladas específicas a nivel nacional, se observa una alta incidencia en jóvenes deportistas, particularmente en disciplinas de fútbol, baloncesto y atletismo, donde los movimientos rápidos, giros bruscos y saltos aumentan el riesgo.

### III. JUSTIFICACIÓN

El diseño y desarrollo de órtesis personalizadas para tobillo se ha convertido en una necesidad apremiante debido a la alta incidencia de lesiones en esta articulación, especialmente en el ámbito deportivo. Las lesiones de tobillo, como esguinces, fracturas y tendinopatías, no solo afectan la salud y el bienestar físico de los individuos, sino que también tienen un impacto económico y social significativo, al limitar temporalmente la funcionalidad y el desempeño de los afectados.

En Ecuador, donde disciplinas deportivas como fútbol, baloncesto y voleibol son altamente populares, la incidencia de estas lesiones es considerable, particularmente entre jóvenes y atletas. Sin embargo, los dispositivos ortésicos genéricos disponibles en el mercado presentan limitaciones importantes. Al no estar adaptados a las necesidades específicas de cada usuario, suelen ofrecer un soporte insuficiente, lo que puede generar complicaciones como re-lesiones, dolor crónico e incluso problemas en el desarrollo del pie y tobillo en niños.

Este panorama pone de manifiesto la necesidad de un enfoque innovador en el diseño de órtesis, que contemple la personalización como un eje central para garantizar una recuperación más efectiva y prevenir nuevas lesiones. Un diseño personalizado puede adaptarse a las características anatómicas y funcionales de cada paciente, ofreciendo no solo una mejor estabilización articular, sino también una mayor comodidad y aceptación por parte de los usuarios.

Además, el desarrollo de soluciones ortésicas personalizadas contribuiría al avance tecnológico en el área de la salud, impulsando investigaciones aplicadas que beneficien tanto a los pacientes como a los profesionales de la rehabilitación. Esto no solo responde a una necesidad clínica evidente, sino que también promueve una mejora en la calidad de vida y el rendimiento deportivo de los usuarios.

Por tanto, este proyecto busca abordar una problemática relevante y actual, con el potencial de generar un impacto positivo en los ámbitos de la salud, la tecnología y el deporte.

## IV. OBJETIVOS

### *IV-A. Objetivo general*

Diseñar y simular un sistema de órtesis para la rehabilitación del tobillo en pacientes con esguince de grado 2, atendidos en una institución de rehabilitación física sin fines de lucro

### *IV-B. Objetivos específicos*

- Analizar la biomecánica del pie para el planteamiento de un modelo de órtesis que permite movimientos naturales.
- Diseñar un prototipo de dispositivo ortopédico para la rehabilitación de lesiones de tobillo, incluyendo elementos y componentes mecánicos en un software de modelamiento.
- Validar el funcionamiento del prototipo usando un software de modelamiento y simulación.
- Realizar análisis de costos para una futura implementación del dispositivo considerando componentes disponibles en Ecuador.

## V. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### V-A. GENERALIDADES DE LAS ÓRTESIS

Las órtesis son dispositivos ortopédicos de uso externo los mismos que son empleados con la finalidad de brindar soporte, aliviar dolor o facilitar la rehabilitación modificando los diferentes aspectos funcionales del sistema locomotor. Se aplican tanto para su uso temporal (lesiones) como permanentes (malformaciones o discapacidades). En este contexto se pueden emplear en las diversas partes del cuerpo humano tales como el pie, el tobillo, la rodilla y la columna vertebral [2].

En la actualidad, gracias al acelerado progreso de las diferentes tecnologías, como son la impresión 3D y los sistemas de diseño asistido por ordenador (CAD), los cuales han revolucionado el perfeccionamiento de órtesis personalizadas de acuerdo a la patología del paciente, estas innovaciones tecnológicas le permiten al personal de salud como cirujanos ortopédicos y traumatólogos determinar cual es la órtesis más viable dependiendo de la afección que padezca el paciente y así realizar la manufactura de estos dispositivos los mismos que deben cumplir con las diferentes regulaciones y estrictos estándares de calidad, también deben estar en la capacidad de adaptarse perfectamente a la morfología del paciente, mejorando la funcionalidad y la adherencia al tratamiento por tener un impacto directo en la recuperación de la salud humana [3].

Hay que destacar que, en la rehabilitación de lesiones donde un diagnóstico acertado puede marcar la diferencia en la recuperación y en la calidad de vida del individuo, el uso de órtesis debe ser plenamente recomendado por un profesional de la salud, tales como ortopedistas, fisiatras o fisioterapeutas, los mismos que evaluarán las necesidades anatómicas del paciente para aseverar de que el dispositivo logre su adaptabilidad al tratamiento y aporte los beneficios ineludibles en la salud del ser humano. Como se observa en la figura 1 este es un ejemplo de una órtesis de pie y tobillo.



Figura 1. Modelo de órtesis [4].

El uso de una órtesis puede ser temporal durante un periodo de recuperación o permanente en casos de discapacidades físicas o condiciones crónicas en pacientes que requieren de un soporte continuo. Los periodos constantes del mantenimiento de las órtesis son de vital importancia ya que ellos permitirán garantizar su efectividad, hay que destacar que las deformaciones o los cambios en la morfología del paciente pueden alterar su utilidad [5].

Los reemplazos periódicos de estos dispositivos son comunes, especialmente en pacientes que se encuentran en etapa de crecimiento, de igual forma en los casos en los cuales estos implementos terapéuticos están sometidos a un elevado desgaste. Aunque los beneficios de las órtesis son numerosos, como la mejora de la calidad de vida, reducción del dolor y prevención de complicaciones, también existen diferentes limitaciones. En algunos casos, el uso durante periodos prolongados de tiempo puede causar molestias, atrofia muscular o irritaciones en la piel. Por ello, el ajuste adecuado y el seguimiento por parte de un profesional son fundamentales para asegurar su eficacia y comodidad.

#### V-B. TIPOS DE ÓRTESES

En la era actual, existen diversos tipos de órtesis los mismos que se clasifican según la zona del cuerpo donde serán empleados, así como la función que desempeñarán. Estas categorías se integran entre sí, ya que una órtesis puede diseñarse tanto para una zona específica como para cumplir una función determinada. Comprender los distintos tipos es esencial para lograr reconocer su eficacia en el tratamiento y rehabilitación de una gran variedad de patologías. A partir de ello, se detalla cada tipo de órtesis considerando sus características, materiales y objetivos de empleo.

Para comenzar, una clasificación clave es la que distingue las órtesis de acuerdo con la región del cuerpo a la que se aplican. Dentro de esta categoría se puede encontrar las siguientes órtesis:

- **Órtesis de miembro superior:** Estas son empleadas en extremidades como las manos, muñecas, codos y hombros. Es destacable que, estas órtesis están diseñadas para proporcionar apoyo y movilidad en casos de raquitismo muscular, artritis, lesiones por esfuerzo repetitivo o recuperación post-quirúrgica. Un ejemplo de estas son las férulas de muñeca contribuyen a la inmovilización de esta articulación en pacientes diagnosticados con síndrome de túnel carpiano o fracturas, evitando el movimiento que podría agravar la lesión. Además, otras órtesis aplicadas en esta región, se muestra en la figura 2 como las de codo y hombro, las cuales tienen como función la de estabilizar y proteger articulaciones durante el desarrollo del proceso de recuperación o para corregir la postura en personas con dificultades neuromusculares.



Figura 2. Modelo de órtesis [6].

- **Órtesis de miembro inferior:** Son fundamentales para quienes requieren soporte en las piernas y pies. Estas órtesis incluyen plantillas, férulas para tobillo, rodilleras y órtesis de cadera. Su propósito es estabilizar, alinear y a menudo evitar esfuerzo en la articulación afectada, promoviendo una recuperación más rápida y segura del paciente.

Las órtesis de rodilla, por ejemplo, como se observa en la figura 3 son muy comunes en personas con problemas de ligamentos, ya que conllevan a prevenir movimientos indeseados y a proteger la articulación. Por otro lado, las órtesis de pie y tobillo son esenciales en pacientes con atrofia muscular o deformidades en el pie, como pie equino, estas órtesis suelen estar fabricadas con materiales rígidos o semirrígidos los mismos que permiten una mejor distribución del peso y la presión en el área afectada. Además, pueden mejorar la movilidad, lo que contribuye de manera significativa a la calidad de vida y funcionalidad de los pacientes que las utilizan [7].



Figura 3. Modelo de órtesis inferior [8].

- **Las órtesis de tronco:** Estas incluyen dispositivos diseñados para brindar soporte a la columna vertebral y otras estructuras del torso.

Los corsés ortopédicos son un ejemplo de este tipo de órtesis y son comúnmente utilizados en pacientes con escoliosis, misma que es una condición en la que la columna vertebral presenta una curvatura anormal [9], como se muestra en la figura 4. Estos corsés, fabricados generalmente con materiales rígidos o semirrígidos, limitan la movilidad de la columna y ayudan a prevenir el avance de esta malformación.



Figura 4. Modelo de ortesis de tronco [10].

Así mismo, existen órtesis para la región cervical como los cuellos ortopédicos, estos ayudan a estabilizar el cuello tras una cirugía o posterior a un accidente, proporcionando amplio soporte y limitando el movimiento con la finalidad de evitar daños mayores o incomodidades durante la recuperación.

Estas órtesis son especialmente importantes en casos de traumatismo o lesiones graves en la columna, ya que brindan el apoyo necesario para proteger estructuras vitales del cuerpo humano.

Además de clasificarse por la región del cuerpo, las órtesis también se dividen en función de su propósito.

- **Órtesis de corrección:** Se utilizan principalmente para corregir imperfecciones o prevenir que estas lleguen a empeorar. Este tipo de órtesis es comúnmente usada en niños como se presenta en la figura 5 los cuales presentan problemas de alineación en las extremidades inferiores o la columna, y en personas con deformidades congénitas o adquiridas en su desarrollo. La función correctiva de estas órtesis se basa en restringir ciertos movimientos o alinear la estructura afectada, promoviendo así una postura adecuada y ayudando a mejorar la funcionalidad del sistema musculo-esquelético.



Figura 5. Modelo de órtesis de corrección [11].

Las órtesis correctivas suelen requerir ajustes periódicos por parte del especialista, ya que deben adaptarse al crecimiento o cambios en la anatomía del paciente acorde a su recuperación.

- **Órtesis de soporte o estabilización:** Se emplea para brindar estabilidad en articulaciones o segmentos corporales que han sufrido una lesión o se encuentran debilitados. Este tipo es muy común en personas que se están recuperando de una cirugía o que padecen condiciones crónicas, como la artrosis.

Un ejemplo de estas son las rodilleras de estabilización como se observa en la figura 6 ayudan a mantener la rodilla en una posición segura durante la actividad física, evitando movimientos que puedan agravar la lesión. Estas órtesis no solo proporcionan soporte físico, sino que también aumentan la seguridad y la confianza del paciente, permitiéndole realizar actividades cotidianas de forma segura y cómoda. Dependiendo de la necesidad, pueden ser fabricadas en materiales rígidos para mayor estabilidad o en materiales más flexibles y agradables al paciente, los cuales permiten cierto grado de movilidad [12].



Figura 6. Modelo de ortesis de soporte [13].

- **Órtesis de descarga:** Tienen como objetivo principal reducir la presión en una zona específica del cuerpo humano.

Estas son especialmente útiles en personas que sufren de fascitis plantar o tienen afecciones en los pies, ya que estas órtesis están diseñadas para lograr la distribución correcta del peso y alivian la tensión en el área afectada [14]. Las órtesis de descarga no solo reducen el dolor, sino que también favorecen la regeneración de los tejidos, acelerando el proceso de recuperación.

También son útiles en personas que deben estar de pie durante extensos períodos de tiempo, ya que ayudan a reducir la fatiga y el malestar. Gracias a esta distribución homogénea de la presión, el paciente puede continuar con sus actividades diarias sin afectar negativamente el proceso de recuperación, como se observa en la figura 7.



Figura 7. Modelo de ortesis inferior [15].

Cada tipo de órtesis cumple una función específica, ya sea para corregir una deformidad, estabilizar una articulación, brindar soporte o reducir la presión en una zona específica. Los materiales y el diseño de cada dispositivo se adaptan a las necesidades individuales de cada paciente, permitiendo una intervención eficaz y personalizada.

Con el uso adecuado y el seguimiento por parte de un profesional, las órtesis representan una herramienta esencial en el proceso de recuperación y rehabilitación de diversas patologías, mejorando así la calidad de vida de quienes las necesitan.

#### V-C. MATERIALES UTILIZADOS EN LA FABRICACIÓN DE ÓRTESIS

Los materiales empleados en la fabricación de órtesis son variados y se seleccionan en función de sus propiedades mecánicas, biocompatibilidad, durabilidad y confort para el paciente. La selección de estos materiales se vuelve crucial para asegurar que las órtesis no solo cumplan su función terapéutica y de soporte, sino que también proporcionen comodidad y eviten cualquier tipo de reacción adversa en el usuario. Entre los principales materiales utilizados se encuentran los polímeros, los metales y las fibras compuestas, cada uno con propiedades específicas que los hacen adecuados para diferentes tipos de órtesis.

Los polímeros como se muestra en la figura 8 son uno de los materiales más utilizados en órtesis debido a su versatilidad y propiedades adaptativas. Polímeros como el polipropileno (PP) y el polietileno de alta densidad (HDPE) son comunes por su ligereza y capacidad para ser moldeados fácilmente a la forma de la parte del cuerpo que se desea inmovilizar o soportar [16]. El polipropileno, en particular, destaca por su rigidez y resistencia a la deformación, lo cual es ideal para órtesis que requieren una estructura firme, como las órtesis de rodilla o de tobillo. Otros polímeros como el poliuretano se emplean en órtesis blandas, ya que su eficaz elasticidad permite una mejor adaptación a los contornos del cuerpo y mayor comodidad para el paciente.



Figura 8. polímeros [17]

Los metales también se encuentran entre los materiales más utilizados en órtesis, especialmente en aquellas que requieren una resistencia mecánica superior y durabilidad. El aluminio, por ejemplo, es un material ligero y resistente a la corrosión, lo cual es favorable en órtesis que soportan cargas importantes, como las órtesis para extremidades inferiores. Por otro lado, el titanio y las aleaciones de acero inoxidable se utilizan en órtesis más especializadas que requieren mayor resistencia a la fatiga y que sean hipoalergénicas, características esenciales en casos de usuarios con piel sensible o alergias. Estas propiedades hacen que los metales sean adecuados para órtesis de larga duración, aunque suelen ser menos flexibles y cómodos en comparación con los polímeros [18].

Las fibras compuestas, como las de carbono, se emplean en órtesis cuando se necesita un equilibrio entre rigidez y ligereza. Las fibras de carbono, en particular, son conocidas por su alta relación resistencia-peso, lo cual permite que las órtesis sean muy resistentes y al mismo tiempo livianas, facilitando el movimiento del usuario. Además, estas fibras tienen una excelente durabilidad y no se deforman fácilmente con el uso prolongado. Debido a estas características, las órtesis de fibra de carbono son ideales en aplicaciones deportivas o en rehabilitación avanzada, en las que la movilidad del usuario es esencial y donde el peso de la órtesis puede influir significativamente en el rendimiento del usuario.

Con base la construcción de órtesis también se consideran los materiales de recubrimiento, especialmente aquellos que estarán en contacto directo con la piel de los pacientes. Materiales como el neopreno y el algodón se utilizan gracias a su capacidad para reducir la fricción y prevenir irritaciones cutáneas. El algodón es ampliamente utilizado por su capacidad de absorción de humedad, lo que ayuda a mantener la piel seca, mientras que el neopreno ofrece elasticidad y soporte. Estos materiales de recubrimiento permiten que las órtesis sean más confortables y que minimicen las incomodidades, lo cual es particularmente importante en órtesis que se usan durante largos periodos de tiempo.

#### *V-D. ÓRTESIS ESPECÍFICAS PARA TOBILLO*

Las órtesis específicas para tobillo, también conocidas como órtesis de tobillo-pie o AFO (por su acrónimo en inglés, Ankle-Foot Orthoses), son dispositivos médicos diseñados para proporcionar soporte, estabilización y corrección en la articulación del tobillo. Su propósito es mejorar la funcionalidad y ayudar en la recuperación en casos de lesiones, deformidades o disfunciones neuromusculares que afectan tanto al tobillo como al pie. Estas órtesis cumplen un rol fundamental en el tratamiento de esguinces, fracturas, pie caído y otras patologías que impiden una correcta biomecánica de la extremidad inferior, ya que controlan el rango de movimiento de la articulación del tobillo y distribuyen de manera óptima la carga durante la movilidad del paciente [19].

Dependiendo de la condición y necesidades específicas del paciente, las órtesis para tobillo pueden tener diferentes configuraciones y niveles de rigidez. Las órtesis rígidas son comunes en casos de fracturas y lesiones graves, ya que ofrecen una estabilidad completa del tobillo al limitar su movimiento en los planos sagital, frontal y transversal, lo cual permite una inmovilización parcial o total de la articulación. Por otro lado, las órtesis semirrígidas o flexibles se emplean en casos menos graves o en procesos de rehabilitación donde se requiere una moderada restricción del movimiento, pero sin limitar la función muscular de la persona que la utiliza. Estas órtesis permiten un movimiento controlado y al mismo tiempo proporcionan soporte y estabilidad, lo cual es esencial para evitar recaídas y mejorar el tiempo de recuperación.

Un tipo específico de órtesis de tobillo es la órtesis articulada, que permite movimiento en el plano sagital (dorsiflexión y plantiflexión) mientras restringe movimientos laterales, lo cual es útil en pacientes con inestabilidad de tobillo o pie caído [20]. Las órtesis articuladas suelen incluir una bisagra que permite un rango de movimiento específico para el paciente, proporcionando el equilibrio entre soporte y movilidad. Otro tipo es la órtesis de resorte posterior o PLS (Posterior Leaf Spring), diseñada específicamente para personas con debilidad en la dorsiflexión. Estas órtesis almacenan energía en el paso inicial de la marcha, liberándola durante el impulso para ayudar en el levantamiento del pie y evitar el arrastre de este.

Además de los beneficios funcionales, el diseño de las órtesis para tobillo también considera el confort del paciente y la adaptación anatómica. El uso de materiales ligeros y resistentes como el polipropileno, las fibras de carbono y el EVA (etilvinilacetato) asegura que las órtesis sean lo suficientemente robustas para brindar soporte, pero también lo bastante ligeras para no limitar la movilidad del usuario.

La inclusión de forros de neopreno o algodón en el interior de la órtesis ayuda a reducir la fricción y absorbe la humedad, aumentando el confort durante su uso prolongado. Esta combinación de diseño funcional y materiales permite que las órtesis de tobillo no solo mejoren la postura y el equilibrio, sino también el rendimiento de la marcha en personas con discapacidad.

El desarrollo de órtesis específicas para tobillo ha evolucionado significativamente en las últimas décadas gracias a los avances en la biomecánica y en la ingeniería de rehabilitación. Nuevas tecnologías, como el análisis de marcha y la impresión 3D, han permitido personalizar las órtesis de manera precisa, adaptándolas a las necesidades específicas de cada paciente y logrando un ajuste óptimo. Esto es especialmente relevante en el tratamiento de personas con condiciones neurológicas como parálisis cerebral o esclerosis múltiple [21], donde la precisión en el ajuste de la órtesis es crucial para obtener un mayor control del movimiento y reducir el esfuerzo muscular. La capacidad de adaptar las órtesis a las necesidades particulares de cada usuario representa un avance significativo en la medicina de rehabilitación, contribuyendo a una mejora en la calidad de vida de los pacientes.

Algunos tipos de órtesis específicas son las siguientes:

- **Rígidas:** Se utilizan en la fase inicial de una lesión severa y tienen como objetivo principal limitar de manera estricta cualquier movimiento del tobillo y pie. Esto es fundamental en situaciones en las que se requiere una inmovilización absoluta para asegurar la correcta consolidación de los tejidos, como en fracturas, desgarros graves de ligamentos, o tras una cirugía reconstructiva de tobillo. Como se observa en la figura 9 estas órtesis están diseñadas para mantener el pie en una posición fija, generalmente en posición neutral, evitando tanto la dorsiflexión como la plantiflexión, la cual consiste en levantar todo el cuerpo, así como los movimientos de inversión y evasión del tobillo. Los materiales utilizados para estas órtesis suelen incluir polímeros rígidos, como el polipropileno, o aleaciones metálicas que proporcionan estabilidad y previenen cualquier desplazamiento que pudiera comprometer la recuperación. La eficacia de estas órtesis radica en que reducen el riesgo de inflamación y evitan daños adicionales al reducir al mínimo la carga sobre los tejidos en proceso de curación.



Figura 9. Órtesis rígidas. [22]

- **Semirrígidas:** Se utilizan en la fase intermedia de rehabilitación, cuando el tejido ha ganado cierta resistencia, pero aún requiere de soporte. Estas órtesis permiten ciertos grados de movimiento controlado, lo que es beneficioso para empezar a restablecer la movilidad y fuerza sin comprometer el proceso de curación. Al permitir la movilidad parcial, estas órtesis facilitan la recuperación progresiva del rango de movimiento, promoviendo la flexibilidad y el fortalecimiento de los músculos y ligamentos de la zona. Son ideales para pacientes en las etapas intermedias de rehabilitación tras una fractura, esguince o una cirugía de tobillo, ya que proporcionan estabilidad y reducen el riesgo de recaída sin limitar completamente la movilidad del tobillo.

Como se puede observar en la figura 10, las órtesis semirrígidas suelen estar fabricadas con materiales compuestos que ofrecen una combinación de soporte estructural y flexibilidad, como combinaciones de polipropileno con materiales elásticos, logrando así un equilibrio adecuado entre soporte y movilidad.



Figura 10. órtesis semirrígidas. [23]

- **Elásticas:** Son de gran utilidad en las últimas fases del proceso de recuperación o en casos de pacientes que requieren de soporte adicional durante actividades físicas. Estas órtesis ofrecen un soporte menos restrictivo que las rígidas o semirrígidas y están diseñadas para proporcionar compresión, lo cual ayuda a reducir la inflamación, mejorar la circulación sanguínea y proporcionar una sensación de estabilidad en la articulación. Al permitir una amplia gama de movimientos, son ideales para pacientes que están en la fase de fortalecimiento y reeducación funcional, ya que no obstruyen la biomecánica natural del tobillo y el pie. Las órtesis elásticas suelen estar confeccionadas con materiales como el neopreno o mezclas de poliéster y elastano, que permiten una compresión adaptativa sin limitar el rango de movimiento. Esta característica hace que sean comúnmente recomendadas para deportistas o personas que desean prevenir lesiones durante actividades físicas de bajo impacto, ya que además de ofrecer soporte, mejoran la propiocepción y disminuyen el riesgo de lesiones menores.
- **Dinámicas:** Son dispositivos ortopédicos avanzados diseñados para facilitar el proceso de la marcha y corregir alteraciones biomecánicas en pacientes con discapacidades motoras, como se observa en la figura 11. A diferencia de las órtesis convencionales, las órtesis dinámicas están diseñadas para que además de brindar soporte, también puedan facilitar el movimiento activo del tobillo y el pie en pacientes con parálisis parcial, debilidad muscular o desalineaciones del pie. Su diseño incorpora elementos de flexibilidad controlada que almacenan y liberan energía durante las diferentes fases de la marcha, ayudando a reducir la carga en el pie y tobillo y promoviendo una movilidad más natural. Estas órtesis son especialmente beneficiosas para personas con pie caído, ya que el dispositivo facilita la dorsiflexión durante el ciclo de marcha y reducen el riesgo de arrastre del pie. Las órtesis dinámicas pueden estar confeccionadas con materiales como la fibra de carbono, que es ligera y permite la flexibilidad controlada necesaria para optimizar el movimiento. Además, gracias a los avances en la biomecánica y la impresión 3D, estas órtesis pueden personalizarse para adaptarse a las características anatómicas y funcionales de cada paciente, mejorando así tanto el confort como la eficacia en la corrección de alteraciones biomecánicas.



Figura 11. órtesis dinámica. [4]

#### V-E. BIOMECÁNICA DE PIE Y DEL TOBILLO

La biomecánica del pie y del tobillo es compleja y fundamental para la comprensión de la locomoción humana, ya que estas estructuras permiten la distribución de cargas, el equilibrio y la propulsión durante la marcha. La articulación del tobillo, o articulación talocrural, está formada principalmente por la interacción entre la tibia, el peroné y el astrágalo. Este complejo articular permite los movimientos de dorsiflexión y plantiflexión, esenciales para la adaptación del pie al suelo y para la generación de fuerza en la fase de impulso del movimiento de la articulación. La configuración ósea, junto con los ligamentos y músculos que rodean el tobillo, es clave para la estabilidad, y el control de estos movimientos es crítico para mantener una postura adecuada y evitar lesiones [24]. La estructura del pie es igualmente compleja y consta de 26 huesos que se organizan en tres áreas principales: el retropié, el mediopié y el antepié. El retropié incluye el astrágalo y el calcáneo, los cuales absorben y distribuyen las fuerzas generadas en el contacto inicial con el suelo. El mediopié se compone de varios huesos que permiten la flexibilidad del arco plantar, el cual actúa como un mecanismo de amortiguación y adaptación a diferentes tipos de superficies. Finalmente, el antepié que se encuentra compuesto por los huesos metatarsianos y falanges, este juega un papel crucial en la fase de propulsión, proporcionando el empuje final que permite el avance del cuerpo [25]. Esta estructura única del pie permite distribuir las fuerzas de manera uniforme, optimizando el rendimiento mecánico durante la marcha y otras actividades físicas.

Además de su estructura ósea, los músculos y ligamentos del pie y tobillo desempeñan un rol esencial en la biomecánica de estas articulaciones. Los músculos extrínsecos, como los gemelos y el sóleo, son responsables de la plantiflexión y son especialmente activos durante la fase de empuje, lo cual genera la fuerza necesaria para impulsar el cuerpo hacia adelante. La dorsiflexión, por otro lado, principalmente es controlada por los músculos tibial anterior y extensor largo de los dedos, los cuales se activan en la fase de balanceo para evitar que el pie arrastre, mejorando la eficiencia y seguridad del movimiento. Los ligamentos, como el ligamento deltoideo y los ligamentos laterales, estabilizan el tobillo al limitar los movimientos extremos de inversión y eversión, protegiendo la articulación de lesiones por desplazamiento y torsión.

La interacción entre las distintas fases de la marcha, contacto inicial, carga media, fase de apoyo, y fase de impulso, es facilitada por el diseño anatómico y la actividad coordinada de las estructuras del pie y tobillo. Durante el contacto inicial, el retropié recibe la mayor parte del impacto, permitiendo una transición suave hacia la carga media, donde el peso corporal se distribuye equitativamente a través del pie.

En la fase de apoyo, la rigidez del arco plantar aumenta, lo que permite la acumulación de energía elástica la cual se libera en la fase de impulso, generando propulsión. Esta dinámica secuencial permite una locomoción eficiente y reduce la carga sobre otras articulaciones, como la rodilla y la cadera, al minimizar las fuerzas de impacto.

Las alteraciones en la biomecánica del pie y tobillo, ya sea por lesión o disfunción estructural, pueden llevar a una distribución de cargas inadecuada, generando compensaciones que afectan la postura y la estabilidad. Por ejemplo, el pie plano altera el arco plantar y con ello, la capacidad que tiene para amortiguar, lo cual incrementa las fuerzas de impacto en cada paso y puede provocar lesiones a lo largo del tiempo en el tobillo, la rodilla y la columna vertebral [25]. Las órtesis y dispositivos de soporte juegan un papel esencial en la corrección de estas alteraciones, restaurando la alineación y optimizando la distribución de fuerzas para permitir una marcha más funcional y sin dolor.

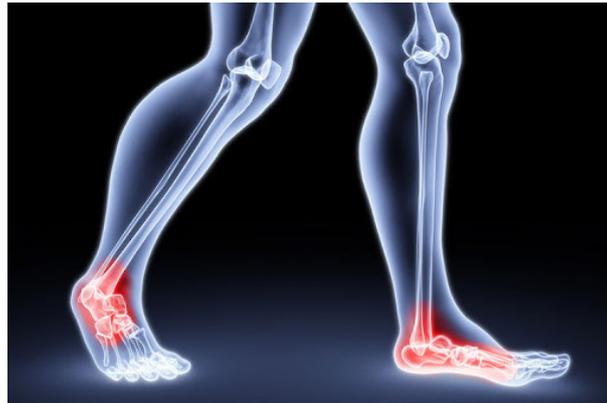


Figura 12. Biomecánica del pie. [26]

La rehabilitación del tobillo después de una lesión o cirugía puede variar dependiendo de la gravedad de la lesión y los objetivos del tratamiento extensión, flexión, inversión y versión:

#### 1. FASE 1 (0-2 SEMANAS)

- Extensión: 0-10 grados
- Flexión: 0-20 grados
- Inversión: 0-5 grados
- Versión: 0-5 grados

##### **Objetivos:**

- Reducir el dolor y la inflamación
- Mejorar la movilidad y la flexibilidad
- Fortalecer los músculos del tobillo

### **Ejercicios:**

- Elevación del tobillo
- Movilización pasiva del tobillo
- Contracciones isométricas de los músculos del tobillo

## **2. FASE 2 (2-6 SEMANAS)**

- Extension: 10-20 grados
- Flexión: 20-30 grados
- Inversión: 5-10 grados
- Versión: 5-10 grados

### **Objetivos:**

- Mejorar la fuerza y la resistencia de los músculos del tobillo
- Mejorar la estabilidad y la coordinación del tobillo
- Reducir el riesgo de recaída

### **Ejercicios:**

- Fortalecimiento de los músculos del tobillo con bandas de resistencia
- Ejercicios de equilibrio y coordinación
- Movilización activa del tobillo

## **3. FASE 3 (6-12 SEMANAS)**

- Extension: 20-30 grados
- Flexión: 30-40 grados
- Inversión: 10-15 grados
- Versión: 10-15 grados

### Objetivos:

- Mejorar la función y la movilidad del tobillo
- Reducir el riesgo de recaída
- Mejorar la calidad de vida

### Ejercicios:

- Ejercicios de agilidad y velocidad
- Ejercicios de fuerza y resistencia
- Actividades deportivas y recreativas

Es importante tener en cuenta que cada persona es única y que la rehabilitación del tobillo puede variar dependiendo de la gravedad de la lesión y los objetivos del tratamiento.

### V-F. CINÉTICA Y CINEMÁTICA DEL PIE Y DEL TOBILLO

Estos son conceptos de la biomecánica que se refieren al estudio de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo y los movimientos del mismo, respectivamente. Estos enfoques ayudan a comprender como se mueve el pie, que fuerzas actúan sobre él y cómo contribuye al movimiento del cuerpo.

- **Cinemática:** Se enfoca en el movimiento del pie sin considerar las fuerzas que lo causan, como se logra observar en la figura 12. Aquí se analizan los comportamientos que realiza el pie tal como la posición, velocidad y aceleración de las diferentes articulaciones y segmentos a lo largo del tiempo.

#### 1. Movimientos principales:

- a) **Dorsiflexión y flexión plantar:** Movimiento que se da en el plano sagital donde el pie se mueve hacia arriba(dorsiflexión) o hacia abajo (flexión plantar), como se observa en la figura 13.

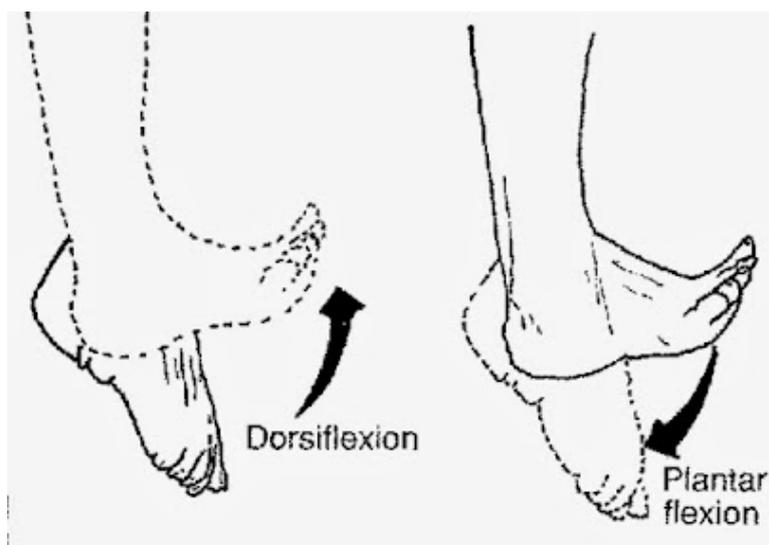


Figura 13. Dorsiflexión y Flexión plantar [27].

- b) **Inversión y eversión:** Se refiere al movimiento en el plano frontal en el que el pie gira hacia adentro (inversión) o hacia afuera (eversión) como se observa en la figura 14.



Figura 14. Inversión-Eversión.[28].

- c) **Abducción y aducción:** Movimiento en el plano transversal donde el pie rota hacia afuera (abducción) o hacia adentro (aducción).
- **Cinética:** Es el estudio de las fuerzas y los momentos que actúan sobre el pie y cómo influyen en su movimiento, tal como se observa en la figura 15 . En biomecánica, la cinética incluye fuerzas como las externas (como la gravedad y la reacción del suelo) y las internas (músculos, ligamentos y articulaciones).

### 1. Fuerzas principales:

- Fuerza de reacción del suelo (FRS):** Es una fuerza externa que actúa contra el pie cuando éste se encuentra en contacto con el suelo.
- Fuerzas musculares:** Esta fuerza está constituida por distintos músculos como lo son el tríceps sural, tibial anterior, peroneos y flexores-extensores de los dedos, los cuales generan una fuerza que controla los movimientos del pie y mantienen la estabilidad.
- Fuerza de ligamentos:** Está conformada por el ligamento plantar y la fascia plantar, estos ayudan a soportar el arco del pie y a distribuir las fuerzas de manera adecuada durante la marcha.



Figura 15. cinética del pie. [29]

## V-G. MARCHA Y FASES DE LA MARCHA

Es el proceso de locomoción en el que una persona se desplaza de un punto a otro mediante pasos alternantes de las piernas. Este proceso implica una serie de movimientos coordinados los cuales permiten al cuerpo mantenerse equilibrado y avanzar [30]. En términos biomecánicos, la marcha se descompone por medio de una secuencia de fases que se repiten de forma cíclica. Cada ciclo de marcha incluye el tiempo y el espacio que ocupan ambos pies al completar un paso. La marcha humana se divide en dos fases principales:

### ■ Fase de apoyo

Esta fase ocupa alrededor del 60 % del ciclo de la marcha y es cuando el pie está en contacto directo con el suelo, soportando el peso del cuerpo, tal como se observa en la figura 16.

Se divide en las siguientes subfases:

1. **Contacto inicial:** Es el momento en el cual el talón entra en contacto con el suelo. Esta fase se caracteriza por la ralentización del pie y la preparación para soportar el impacto.
2. **Respuesta de carga:** Inmediatamente después del contacto inicial, el pie completo se apoya en suelo y comienza a soportar el peso del cuerpo. Aquí se absorben las fuerzas del impacto y se ajusta la postura para mantener el equilibrio.
3. **Apoyo medio:** El pie resiste todo el peso del cuerpo, y el centro de gravedad se encuentra distribuido sobre el pie de apoyo. Durante esta fase, el cuerpo se estabiliza sobre el pie, y los músculos mantienen el equilibrio.
4. **Elevación del talón:** En esta fase, el talón se eleva mientras el antepié sigue en contacto con el suelo. El pie comienza a impulsar el cuerpo hacia adelante.
5. **Despegue de los dedos:** Para finalizar, en esta fase es el último punto de contacto del pie con el suelo antes de iniciar la fase de balanceo. Aquí, los dedos empujan el cuerpo hacia adelante, completando la fase de apoyo [30].

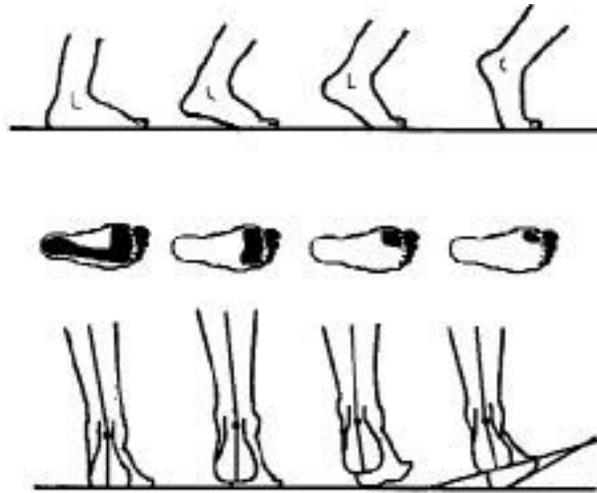


Figura 16. Fases de apoyo. [31]

## ■ Fase de Balanceo

Esta fase ocupa aproximadamente el 40 % del ciclo de la marcha. Durante esta fase, el pie se encuentra suspendido en el aire, avanzando hacia adelante para prepararse para el próximo contacto con el suelo. Las subfases son:

1. **Aceleración:** Comienza justo después del despegue de los dedos, cuando el pie inicia el movimiento hacia adelante. En esta fase, los músculos flexores de la cadera y rodilla impulsan la pierna hacia adelante.
2. **Balanceo medio:** El pie se encuentra en medio del recorrido, en posición para avanzar. La rodilla está en parte extendida, y el pie se mantiene en posición para evitar el contacto con el suelo.
3. **Desaceleración:** La pierna se extiende y desacelera, y se prepara para el contacto inicial con el suelo en el siguiente ciclo de la marcha, en ese momento los músculos estabilizadores se activan para posicionar adecuadamente el pie.

## V-H. ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL PIE Y TOBILLO

Son áreas clave para entender cómo estas estructuras soportan el peso del cuerpo, permiten la locomoción y contribuyen el equilibrio. A continuación los conceptos generales de ambas áreas.

### ■ Anatomía del pie y tobillo:

El pie y el tobillo están compuestos por huesos, articulaciones, ligamentos, músculos y tendones que se organizan para dar soporte, atenuar impactos y permitir movimientos precisos. Como se observa en la figura 17.

#### 1. Hueso

El pie contiene 26 huesos los cuales se dividen en cuatro grupos.

- a) **Traso:** Está formado por siete huesos (calcáneo, astrágalo, navicular, cuboides y tres huesos cuneiformes) los cuales forman la base del tobillo y la parte posterior del pie.
- b) **Metatarso:** Se encuentra conformado por cinco huesos largos en la parte medial del pie ya que estos ayudan a distribuir el peso y permiten la flexión durante la marcha.
- c) **Falanges:** Los dedos se dividen en 3 partes de huesos para su formación, estos se dividen en falanges proximal, media y distal, excepto el primer dedo que tiene solo dos falanges (proximal y distal).
- d) **Tobillo:** Incluye principalmente al astrágalo, el cual se articula en conjunto con la tibia y el peroné para formar la articulación talocrural, permitiendo los movimientos de flexión y extensión.[32]

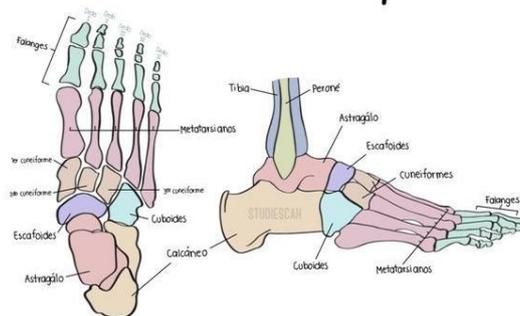


Figura 17. Huesos del pie.[33]

## 2. Articulaciones

- a) **Articulación talocrural:** Es la articulación más importante del tobillo ya que permite movimientos como la dorsiflexión y la flexión plantar.
- b) **Articulación subtalar:** Se encuentra ubicada entre los huesos astrágalo y calcáneo, esta facilita los movimientos de inversión y eversión del pie.
- c) **Articulaciones intertarsianas y tarsometatarsianas:** Permiten movilidad entre los huesos del tarso y el metatarso, moldeando la estructura del pie para que se logre acomodar a diferentes superficies y movimientos.
- d) **Articulaciones metatarsofalángicas y de las falanges:** Permiten la movilidad entre los huesos del tarso y el metatarso. Ayuda a que se ajuste la estructura del pie para que se acomode a diferentes superficies y movimientos.
- e) **Articulaciones metatarsofalángicas y de las falanges:** Permiten la flexión y extensión de los dedos, lo cual la vuelve esencial para la fase de despegue en la marcha.

Como se observa en la figura 18 podemos analizar las articulaciones del pie.[32]

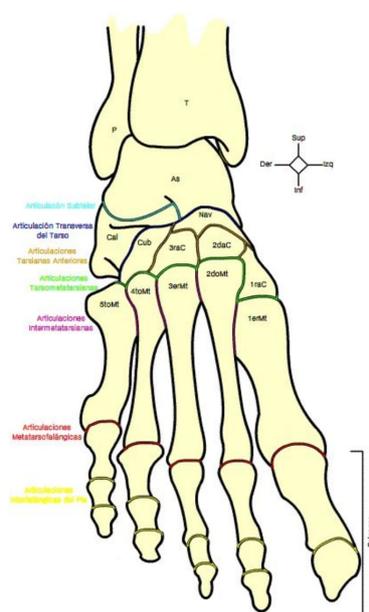


Figura 18. Articulaciones del pie. [34]

### 3. Ligamentos y fascia:

Los ligamentos (como el ligamento deltoideo en el tobillo) limitan el movimiento excesivo y tienen la capacidad de estabilizar las articulaciones. La fascia plantar, es una banda gruesa de tejido conectivo, la cual soporta las fuerzas de carga durante la locomoción y ayuda a mantener el arco del pie, tal cual se observa en la figura 19 .



Figura 19. Ligamentos y Fascia.[35]

### 4. Músculos y tendones

- Músculos extrínsecos:** Se refiere a músculos como el tríceps sural (gemelos y sóleo) y el tibial anterior, que se localizan en la pierna y cruzan por el tobillo para controlar el movimiento del pie.
- Músculos intrínsecos:** Se encuentran dentro del pie, estos músculos aportan a la estabilización y movimiento de los dedos, ayudando en el equilibrio y en la distribución correcta de las fuerzas,
- Tendones:** Existe uno muy importante el cual es el tendón de Aquiles ya que este conecta los músculos de la pantorrilla y del calcáneo, proporcionando la fuerza necesaria para realizar la flexión plantar.

Como se observa en la siguiente figura 20 podemos reconocer los músculos del pie.

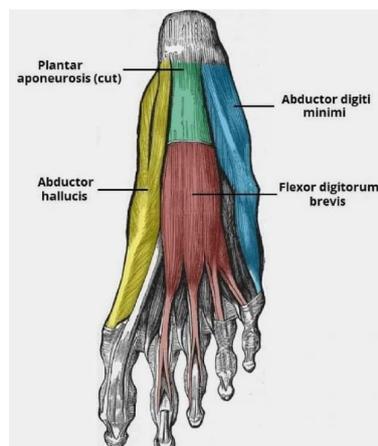


Figura 20. Músculos del pie.[36]

## ■ Fisiología del Pie y Tobillo

Se enfoca en la función y los procesos biomecánicos de estas estructuras para soportar peso, absorber impactos y facilitar el movimiento.

1. **Soporte del peso:** El pie distribuye el peso corporal de una manera uniforme a través de sus arcos (arco transversal y arco longitudinal), lo que permite una distribución y absorción eficiente de las fuerzas.
2. **Absorción de impacto y amortiguación:** Se conforma por los arcos del pie, los ligamentos y la fascia plantar que actúan como mecanismos de amortiguación, soportando el impacto al realizar distintas actividades como caminar, correr o saltar, protegiendo las articulaciones y huesos superiores.
3. **Movimientos de equilibrio y estabilización:** Al momento de realizar la marcha y otras actividades, actúan los músculos intrínsecos y extrínsecos del pie y tobillo para trabajar en conjunto haciendo mantener el equilibrio y estabilidad en terrenos irregulares. Esto es de gran importancia para evitar caídas y lesiones.
4. **Propulsión y locomoción:** Este movimiento de propulsión se inicia principalmente desde el tobillo y los dedos del pie en donde este es fundamental para la fase de despegue de la marcha, ya que aquí los músculos y tendones generan la fuerza necesaria para impulsar el cuerpo hacia adelante.
5. **Propriocepción:** El pie y el tobillo contienen numerosos receptores sensoriales que envían información directa al cerebro sobre el movimiento y la posición del pie. Esto permite que se ajuste constantemente para mantener el equilibrio y la coordinación.[37]

### V-I. SOFTWARES DE MODELAMIENTO Y SIMULACIÓN

Los diferentes softwares de simulación y modelado en 3D son herramientas computacionales diseñadas para recrear, analizar y predecir el comportamiento de sistemas complejos en diferentes campos, incluida la biomedicina. Estas herramientas permiten a los investigadores y profesionales visualizar estructuras tridimensionales, simular interacciones moleculares y predecir cómo reaccionarían ciertos modelos bajo condiciones específicas, sin necesidad de recurrir a experimentos físicos en etapas preliminares. En biomedicina, su aplicación es invaluable para la modelización de tejidos, órganos y sistemas fisiológicos, así como para el diseño de fármacos y la simulación de interacciones biomoleculares.

Fusion 360 es una herramienta innovadora que ha revolucionado el campo del diseño asistido por computadora (CAD) y la manufactura asistida por computadora (CAM). Desarrollado por Autodesk, este software se destaca por su capacidad de combinar en un solo entorno múltiples funciones que tradicionalmente requerían el uso de varios programas. Desde el diseño conceptual hasta la fabricación final, Fusion 360 ofrece un flujo de trabajo optimizado que permite a los usuarios gestionar cada etapa del desarrollo de un producto de manera eficiente y colaborativa [38].

Una de sus características principales es el enfoque en el diseño paramétrico, que permite a los usuarios modificar dimensiones y geometrías de manera intuitiva y rápida, manteniendo siempre las relaciones entre las diferentes partes del modelo. Además, incluye herramientas de modelado orgánico para la creación de formas complejas mediante la manipulación directa de superficies y vértices, lo que es especialmente útil en el diseño industrial y el desarrollo de productos con estética elaborada [39].



Figura 21. Fusion360. Autor propio

En el ámbito de la simulación, Fusion 360 permite realizar análisis avanzados que incluyen estudios de resistencia estructural, dinámica de fluidos y simulaciones térmicas. Estas capacidades son esenciales para validar la viabilidad y el rendimiento de los diseños antes de su fabricación, reduciendo costos asociados a pruebas físicas y prototipos. También incluye módulos específicos para el diseño de ensamblajes, donde se pueden simular movimientos y detectar interferencias entre las piezas, asegurando que los componentes trabajen de manera conjunta y sin errores.

En el campo de la manufactura, Fusion 360 sobresale por su integración con tecnologías avanzadas como el mecanizado CNC, la impresión 3D y la manufactura aditiva. Su módulo CAM permite a los usuarios generar trayectorias de herramientas optimizadas para cortes, perforaciones y acabados, adaptándose a una amplia variedad de máquinas y procesos. Además, su compatibilidad con diferentes formatos de archivo facilita la integración con otros sistemas y equipos en entornos de producción.

El enfoque colaborativo es otro aspecto distintivo de Fusion 360. Al estar basado en la nube, permite el acceso a proyectos desde cualquier dispositivo con conexión a internet, lo que facilita la colaboración en tiempo real entre equipos multidisciplinares. Los cambios realizados en un modelo son visibles para todos los usuarios involucrados, garantizando una comunicación fluida y reduciendo errores derivados de la falta de sincronización.

Fusion 360 también se destaca por su curva de aprendizaje relativamente corta, lo que lo hace accesible tanto para principiantes como para profesionales experimentados. Autodesk ha integrado tutoriales interactivos y una amplia comunidad en línea, lo que facilita la resolución de problemas y el intercambio de conocimientos entre usuarios.

Gracias a su versatilidad, Fusion 360 es ampliamente utilizado en sectores como la ingeniería mecánica, el diseño de productos, la arquitectura, la joyería y la fabricación. Es especialmente valorado en entornos educativos y startups debido a su modelo de licenciamiento accesible, que incluye versiones gratuitas para estudiantes y empresas emergentes. Este enfoque democratiza el acceso a herramientas avanzadas, impulsando la innovación y permitiendo que más personas puedan materializar sus ideas en productos tangibles.

En conclusión, Fusion 360 representa un avance significativo en el diseño y la manufactura digital, integrando herramientas potentes en una plataforma unificada. Su capacidad para adaptarse a diferentes etapas del desarrollo de productos y su enfoque en la colaboración lo convierten en una herramienta esencial para profesionales y organizaciones que buscan optimizar procesos, reducir costos y fomentar la innovación [39].

#### V-J. LENGUAJE C++

El lenguaje C++ es una extensión del lenguaje C, desarrollado por Bjarne Stroustrup en los años 80 en los laboratorios Bell de AT&T. Diseñado inicialmente como una herramienta para agregar características de programación orientada a objetos a C, C++ evolucionó hasta convertirse en un lenguaje de propósito general que combina paradigmas de programación estructurada, orientada a objetos y genérica. Esta versatilidad ha permitido que C++ se consolide como uno de los lenguajes más utilizados en la industria del software, siendo empleado en aplicaciones de sistemas, desarrollo de videojuegos, software embebido y herramientas científicas, entre otros campos [40].

Una de las características fundamentales de C++ es su compatibilidad hacia atrás con el lenguaje C, lo que significa que los programas escritos en C pueden ser compilados en C++ casi sin modificaciones. Esto ha contribuido a la amplia adopción de C++, ya que permite a los desarrolladores aprovechar una base de código existente mientras integran las características avanzadas de C++. Sin embargo, esta compatibilidad también introduce cierta complejidad, ya que combina dos paradigmas distintos en un solo lenguaje.

En términos de orientación a objetos, C++ incorpora conceptos como clases, objetos, herencia, polimorfismo y encapsulación, como se muestra en la figura 22. Estos conceptos facilitan el diseño de programas modulares y reutilizables, ya que permiten representar entidades del mundo real de manera más natural en el código.

Por ejemplo, una clase puede definirse como una plantilla que describe las propiedades y comportamientos de un objeto, lo que simplifica la organización del software y mejora su mantenibilidad.



Figura 22. C++.Autor propio  
[41]

El soporte para la programación genérica en C++ se materializa a través de las plantillas (templates), una característica que permite escribir funciones y clases independientes del tipo de datos. Las plantillas son ampliamente utilizadas en la biblioteca estándar de C++ (STL, por sus siglas en inglés), que proporciona estructuras de datos y algoritmos genéricos predefinidos, como vectores, listas, pilas y mapas. Esto fomenta un desarrollo más eficiente al reducir la necesidad de escribir código redundante [42].

C++ también ofrece un control detallado sobre los recursos del sistema, lo que lo convierte en un lenguaje ideal para aplicaciones de alto rendimiento. Este control se manifiesta en su manejo explícito de la memoria, donde los desarrolladores son responsables de asignar y liberar memoria dinámica. Si bien esta característica ofrece flexibilidad y eficiencia, también introduce riesgos, como fugas de memoria y errores de punteros, que requieren una gestión cuidadosa.

En cuanto a su modelo de compilación, C++ sigue un enfoque estático que traduce el código fuente en binarios ejecutables antes de la ejecución. Esto permite realizar optimizaciones avanzadas en tiempo de compilación, lo que resulta en un rendimiento superior en comparación con lenguajes interpretados o basados en máquinas virtuales. Sin embargo, también implica tiempos de compilación más largos y una mayor complejidad en la configuración de proyectos grandes. Como se observa en la figura 23.

```

501 using namespace std;
502
503 void merge(int a[], int temp[], int left, int mid, int right)
504 {
505     int i = left, j = mid, k = left;
506     while (i <= mid - 1 && j <= right){
507         if (a[i] <= a[j]){
508             temp[k++] = a[i++];
509         }else{
510             temp[k++] = a[j++];
511         }
512     }
513     while (i <= mid - 1) temp[k++] = a[i++];
514     while (j <= right) temp[k++] = a[j++];
515     for (i = left; i <= right; i++) a[i] = temp[i];
516 }
517 void mergesort(int a[], int temp[], int left, int right){
518     int mid = left + (right - left)/2;
519     if (right > left){
520         mergesort(a, temp, left, mid);
521         mergesort(a, temp, mid+1, right);
522         merge(a, temp, left, mid, right);
523     }
524 }

```

Figura 23. Lenguaje C++. [43]

El estándar de C++, gestionado por el Comité de Normalización ISO/IEC, ha evolucionado significativamente desde su primera publicación en 1998 (C++98). Cada revisión del estándar ha introducido nuevas características, como la programación funcional, mejoras en las plantillas y herramientas para la concurrencia y el paralelismo. Entre las versiones más destacadas se encuentran C++11, que marcó un hito importante con características como las funciones lambda y los punteros inteligentes, y C++17, que introdujo bibliotecas y sintaxis más modernas. Más recientemente, C++20 ha ampliado aún más las capacidades del lenguaje con conceptos, ranges y módulos.

C++ se utiliza en una amplia variedad de industrias y aplicaciones, desde el desarrollo de sistemas operativos y motores de videojuegos hasta la creación de sistemas financieros de alta frecuencia. Su capacidad para equilibrar eficiencia y flexibilidad lo ha convertido en una herramienta esencial para los desarrolladores. Sin embargo, la complejidad inherente del lenguaje y la curva de aprendizaje pronunciada son aspectos que deben ser considerados, especialmente para los principiantes.

En conclusión, C++ es un lenguaje robusto y versátil que combina paradigmas de programación tradicionales y modernos, ofreciendo una herramienta poderosa para abordar problemas complejos en diversas áreas de la informática. Su evolución constante y su amplia adopción aseguran que seguirá siendo una pieza clave en el desarrollo de software durante las próximas décadas.

## V-K. ARDUINO

Arduino es una plataforma de hardware y software de código abierto diseñada para facilitar la creación de proyectos electrónicos interactivos. Su desarrollo comenzó en el año 2005 en el Interaction Design Institute Ivrea, en Italia, con el objetivo de proporcionar una herramienta accesible tanto para profesionales como para aficionados interesados en la electrónica y la programación. Gracias a su simplicidad, versatilidad y bajo costo, Arduino ha revolucionado la forma en que las personas aprenden y experimentan con la tecnología.[44]

En el núcleo de Arduino se encuentran dos componentes principales: el hardware, que consiste en placas de desarrollo basadas en microcontroladores, y el software, que proporciona un entorno de programación integrado (IDE) fácil de usar. Las placas Arduino están diseñadas para ser plug-and-play, lo que significa que pueden conectarse fácilmente a una computadora mediante un cable USB para su programación y alimentación. Como se observa en la figura 24.

El hardware de Arduino utiliza microcontroladores de la familia AVR de Atmel (ahora propiedad de Microchip Technology) o, en modelos más avanzados, microcontroladores ARM y ESP. Estos microcontroladores son el cerebro de la placa y permiten ejecutar programas que interactúan con el entorno mediante la lectura de sensores y el control de actuadores. Las placas Arduino más populares incluyen el Arduino Uno, el Arduino Mega y el Arduino Nano, cada una adaptada a diferentes necesidades de proyecto.



Figura 24. Arduino  
[45]

Un aspecto fundamental de Arduino es su naturaleza de código abierto, lo que permite a los usuarios fabricar sus propias placas o modificar el diseño original. Además, esta característica ha fomentado la creación de una comunidad global activa que comparte recursos, proyectos y conocimientos, lo que ha contribuido enormemente a la popularidad de la plataforma [46].

El software de Arduino, conocido como Arduino IDE, está basado en el lenguaje de programación C/C++ y utiliza una biblioteca simplificada para abstraer las operaciones de bajo nivel. Esto facilita que los usuarios, incluso aquellos sin experiencia previa en programación, puedan escribir código de manera sencilla y efectiva. El IDE incluye funciones predefinidas para tareas comunes, como leer entradas digitales y analógicas, controlar salidas PWM, y comunicarse mediante protocolos como UART, I2C y SPI.

La arquitectura modular de Arduino permite la integración de "shields," que son placas de expansión que se conectan directamente a la placa base y agregan funcionalidades adicionales, como conectividad Wi-Fi, Bluetooth, o GPS. Esto simplifica la ampliación de proyectos sin necesidad de complejos circuitos adicionales, lo que ahorra tiempo y esfuerzo en el desarrollo.

Arduino también es ampliamente utilizado en el campo de la educación. Su diseño intuitivo y su extenso ecosistema de recursos educativos lo convierten en una herramienta ideal para enseñar fundamentos de programación, electrónica y automatización a estudiantes de todas las edades. Los kits de iniciación de Arduino suelen incluir sensores, LEDs, motores y otros componentes básicos, lo que permite a los usuarios explorar conceptos teóricos a través de experiencias prácticas.

En la industria, Arduino se emplea en prototipos y sistemas embebidos de bajo costo, gracias a su capacidad para integrar sensores y actuadores con facilidad. Aunque no está diseñado para aplicaciones de misión crítica debido a sus limitaciones en potencia de procesamiento y memoria, ha demostrado ser adecuado para proyectos de automatización del hogar, dispositivos IoT y control de procesos industriales a pequeña escala [46].

La comunidad de Arduino ha desarrollado una gran cantidad de bibliotecas y ejemplos de código para abordar una amplia variedad de problemas. Esto incluye control de motores, manejo de pantallas LCD, adquisición de datos y procesamiento de señales. Estas bibliotecas simplifican el desarrollo, ya que eliminan la necesidad de escribir código desde cero para funcionalidades comunes.

Además de su popularidad en proyectos individuales y educativos, Arduino ha jugado un papel crucial en el movimiento Maker, una cultura que promueve la creación de tecnología personalizada y experimental. Este movimiento ha permitido a los entusiastas de la tecnología transformar ideas en prototipos funcionales, fomentando la innovación y el aprendizaje autodidacta.

En conclusión, Arduino es una plataforma poderosa y accesible que ha democratizado el acceso a la electrónica y la programación. Su combinación de hardware flexible, software intuitivo y una comunidad vibrante lo convierte en una herramienta indispensable para aprender, enseñar y desarrollar proyectos innovadores en una amplia gama de disciplinas. Su impacto en la educación, la industria y la cultura Maker asegura que seguirá siendo un recurso valioso en el futuro de la tecnología.

#### V-L. ESP32

El ESP32 es un microcontrolador de alto rendimiento desarrollado por Espressif Systems, diseñado para aplicaciones de conectividad inalámbrica e Internet de las cosas (IoT). Lanzado como sucesor del popular ESP8266, el ESP32 combina potentes capacidades de procesamiento con conectividad avanzada, incluyendo Wi-Fi y Bluetooth, lo que lo convierte en una solución integral para proyectos que requieren comunicación en red, sensores y actuadores inteligentes [47].

Está basado en un microprocesador de doble núcleo Xtensa LX6 de 32 bits, con una frecuencia de reloj que varía entre 160 MHz y 240 MHz, dependiendo de la configuración. Este microcontrolador ofrece un rendimiento significativamente superior al de su predecesor y es capaz de manejar tareas computacionalmente intensivas mientras mantiene el consumo de energía bajo, lo que es esencial para dispositivos IoT alimentados por baterías. Como se observa en la figura 25.



Figura 25. ESP32  
[48]

Una de las principales características del ESP32 es su capacidad de conectividad inalámbrica. Integra un módulo Wi-Fi compatible con los estándares 802.11 b/g/n, lo que permite la comunicación en redes locales e internet. Además, incluye conectividad Bluetooth en sus versiones clásico y BLE (Bluetooth Low Energy), lo que lo hace ideal para aplicaciones de transmisión de datos a corta distancia o para interactuar con dispositivos móviles. Esta combinación de Wi-Fi y Bluetooth en un solo chip es uno de los aspectos que diferencian al ESP32 de otros microcontroladores en su categoría.

También se destaca por su amplia variedad de periféricos y recursos integrados. Cuenta con múltiples pines GPIO configurables, ADCs (convertidores analógico-digital), DACs (convertidores digital-analógico), interfaces SPI, I2C, UART, y CAN, así como PWM y entradas capacitivas para detección táctil. Estas características permiten la integración con una gran variedad de sensores, actuadores y dispositivos periféricos, lo que lo hace adecuado para proyectos en campos como domótica, monitoreo ambiental, y control industrial [49].

El manejo de energía es otro de los puntos fuertes del ESP32. Este microcontrolador incluye varios modos de operación de bajo consumo, como los modos "deep sleep" y "light sleep," que reducen el consumo de energía al mínimo cuando el dispositivo no está activo. Estas características lo hacen particularmente útil para aplicaciones IoT donde la eficiencia energética es crucial, como sensores remotos alimentados por baterías o dispositivos que funcionan con energía solar.

En términos de software, el ESP32 es compatible con múltiples entornos de desarrollo. Puede programarse utilizando el IDE de Arduino, lo que facilita su uso para principiantes, o mediante herramientas más avanzadas como ESP-IDF (Espressif IoT Development Framework), que proporciona acceso completo a las capacidades del hardware. Además, es compatible con lenguajes de programación de alto nivel como MicroPython, lo que amplía su accesibilidad a desarrolladores que no están familiarizados con lenguajes de bajo nivel como C o C++.

El ecosistema del ESP32 incluye una gran variedad de módulos y placas de desarrollo, como el ESP32-WROOM-32 y el ESP32-WROVER. Estas placas están diseñadas para facilitar la implementación de proyectos, integrando elementos como antenas, osciladores y convertidores de voltaje en un formato compacto y listo para usar. Algunas variantes incluyen características adicionales, como memoria PSRAM, que mejora la capacidad de manejar aplicaciones más complejas, como procesamiento de imágenes o aprendizaje automático.

La comunidad de desarrolladores en torno al ESP32 ha crecido rápidamente, lo que ha resultado en una gran cantidad de recursos, ejemplos de código, bibliotecas y tutoriales disponibles en línea. Este soporte comunitario facilita la resolución de problemas y fomenta la adopción de esta plataforma en proyectos tanto educativos como industriales.

En el ámbito de aplicaciones, el ESP32 es ampliamente utilizado en proyectos IoT debido a su capacidad de conectividad y procesamiento. Es ideal para dispositivos inteligentes como termostatos, cámaras de seguridad, cerraduras electrónicas y dispositivos de monitoreo de salud. También se emplea en sistemas industriales, donde se utiliza para recopilar datos de sensores y transmitirlos a través de redes inalámbricas, habilitando la toma de decisiones basada en datos en tiempo real.

El ESP32 también es adecuado para aplicaciones más avanzadas que requieren procesamiento en el borde ("edge computing"). Su capacidad para ejecutar algoritmos de aprendizaje automático básicos, procesar señales de sensores y comunicarse con servicios en la nube lo convierte en una herramienta poderosa para proyectos innovadores en áreas como la agricultura inteligente, el monitoreo ambiental y la robótica.

## V-M. ENGRANAJES

Los engranajes son componentes mecánicos esenciales utilizados para transmitir potencia y movimiento rotacional entre ejes. Estos dispositivos se encuentran en una amplia variedad de aplicaciones industriales y domésticas, desde automóviles y maquinaria pesada hasta electrodomésticos y relojes. Su diseño y funcionamiento están fundamentados en principios de la mecánica y la teoría de máquinas, lo que les permite ofrecer soluciones eficientes y precisas en sistemas de transmisión de potencia [50].

En términos generales, un engranaje se compone de un disco o cilindro con dientes uniformemente distribuidos en su periferia, como se observa en la figura 26. Estos dientes encajan con los de otro engranaje, permitiendo que el movimiento y la fuerza se transfieran de un eje a otro. Este mecanismo reduce o amplifica la velocidad de rotación y el torque, dependiendo de la relación entre los tamaños de los engranajes acoplados.

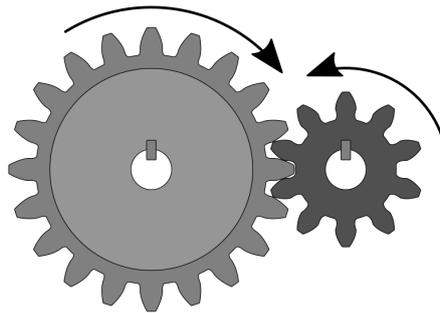


Figura 26. Engranajes. Autor propio [51]

La principal característica de los engranajes es su capacidad para mantener una relación constante de transmisión, lo que significa que el movimiento se transfiere de manera uniforme y sin deslizamientos. Esto se logra gracias a la geometría específica de los dientes, que generalmente tienen un perfil evolvente. Este perfil asegura un contacto suave entre los dientes durante la transmisión, minimizando el desgaste y la generación de ruido.

Existen varios tipos de engranajes, clasificados principalmente según la orientación de sus dientes, la disposición de los ejes y el tipo de movimiento que transmiten:

- **Engranajes rectos:** Tienen dientes paralelos al eje de rotación y son los más comunes debido a su simplicidad de diseño y fabricación. Son ideales para aplicaciones donde los ejes son paralelos, pero generan más ruido en operaciones de alta velocidad. Como se muestra en la figura 27.



Figura 27. Engranajes rectos. [52]

- **Engranajes helicoidales:** Sus dientes están inclinados en un ángulo respecto al eje, lo que permite un contacto progresivo y más suave entre los dientes. Esto reduce el ruido y las vibraciones, haciéndolos adecuados para aplicaciones de alta velocidad y carga. Como se muestra en la figura 28.



Figura 28. Engranajes helicoidales.  
[53]

- **Engranajes cónicos:** Diseñados para transmitir movimiento entre ejes que se encuentran en ángulos, generalmente perpendiculares. Pueden tener dientes rectos, helicoidales o en espiral, dependiendo de los requisitos de diseño. Como se muestra en la figura 29.



Figura 29. Engranajes cónicos.  
[54]

- **Engranajes de tornillo sin fin:** Consisten en un tornillo que engrana con una rueda dentada, lo que permite una alta reducción de velocidad en un espacio compacto. También tienen la característica única de ser unidireccionales en la mayoría de los diseños, lo que evita el retroceso. Como se muestra en la figura 30.



Figura 30. Engranajes tornillo sin fin.  
[55]

- **Cremalleras y piñones:** Este sistema convierte el movimiento rotacional en movimiento lineal o viceversa. Es comúnmente utilizado en sistemas de dirección de vehículos y máquinas herramienta [56]. Como se observa en la figura 31.



Figura 31. Piñones y cremalleras.  
[57]

Además de su función básica, los engranajes son diseñados para soportar cargas específicas, resistir el desgaste y minimizar la fricción. Para ello, se utilizan diferentes materiales, como aceros aleados, plásticos de alta resistencia, y bronce, dependiendo del entorno de operación y las necesidades del sistema. Los tratamientos térmicos y los recubrimientos también se aplican para mejorar las propiedades de resistencia y durabilidad.

Los sistemas de engranajes también están sujetos a ciertas limitaciones y desafíos. El desgaste de los dientes, la generación de ruido y las pérdidas por fricción son problemas comunes que deben ser abordados en el diseño. Las tecnologías modernas han mejorado significativamente el rendimiento de los engranajes mediante simulaciones avanzadas, manufactura de alta precisión y el uso de lubricantes especializados.

En aplicaciones modernas, los engranajes desempeñan un papel crucial en industrias como la automotriz, la aeroespacial, la robótica y la generación de energía. Por ejemplo, las cajas de cambio en los automóviles utilizan engranajes para ajustar la relación de velocidad entre el motor y las ruedas, optimizando el rendimiento del vehículo. En turbinas eólicas, los trenes de engranajes aumentan la velocidad de rotación para que el generador funcione eficientemente.

## V-N. CAJA REDUCTORA

Una caja reductora, también conocida como reductor de velocidad, es un dispositivo mecánico diseñado para reducir la velocidad de rotación de un motor o una fuente de energía y, al mismo tiempo, aumentar el torque transmitido al eje de salida. Este mecanismo es ampliamente utilizado en sistemas industriales, automotrices y maquinaria para garantizar un funcionamiento eficiente, controlado y seguro de los equipos.

El principio de funcionamiento de una caja reductora se basa en el uso de engranajes de diferentes tamaños que transmiten movimiento rotacional de un eje a otro. En una caja reductora típica, el eje de entrada está conectado a un motor, mientras que el eje de salida transmite el movimiento reducido y amplificado en torque hacia una carga o mecanismo específico [58].

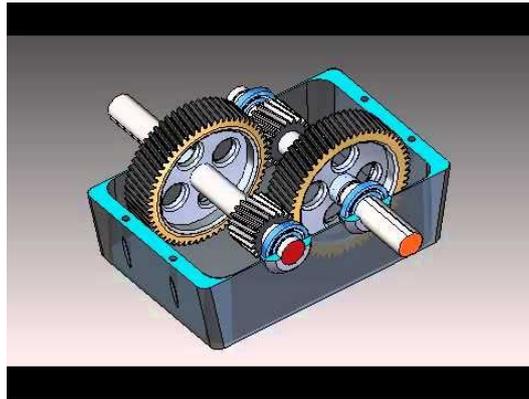


Figura 32. Caja reductora. Autor propio [59]

### ■ Tipos de Cajas Reductoras

Existen diferentes tipos de cajas reductoras, cada una diseñada para aplicaciones específicas y configuraciones particulares de ejes:

- **Reductoras de engranajes rectos:** Utilizan engranajes de dientes paralelos al eje de rotación. Son ideales para aplicaciones de baja velocidad y torque moderado.
- **Reductoras de engranajes helicoidales:** Los engranajes helicoidales tienen dientes inclinados, lo que permite una transmisión más suave y silenciosa. Estas cajas son adecuadas para aplicaciones de alta carga y velocidad.
- **Reductoras cónicas:** Están diseñadas para transmitir potencia entre ejes que se encuentran en ángulo, generalmente perpendiculares.
- **Reductoras de tornillo sin fin:** Utilizan un tornillo sin fin y una rueda dentada. Estas cajas son compactas, ofrecen altas relaciones de reducción y son autolimitantes, es decir, evitan el retroceso del movimiento.
- **Reductoras planetarias:** Consisten en un sistema de engranajes en el que los planetas giran alrededor de un engranaje central (el sol). Son compactas y ofrecen una alta relación de reducción con gran eficiencia [60].

#### ■ Componentes de una Caja Reductora

Las cajas reductoras están compuestas por varios elementos clave que trabajan en conjunto para transmitir movimiento:

- **Carcasa:** Encierra y protege los engranajes y otros componentes internos. También ayuda a mantener el lubricante dentro del sistema.
- **Engranajes:** Son el núcleo del sistema y determinan la relación de transmisión.
- **Ejes:** Transmiten el movimiento entre los engranajes y hacia el exterior de la caja.
- **Rodamientos:** Reducen la fricción entre los ejes y la carcasa, permitiendo un movimiento suave.
- **Lubricante:** Minimiza el desgaste y la fricción entre los componentes en contacto.

#### V-Ñ. TINKERCAD

Tinkercad es una plataforma en línea desarrollada por Autodesk que permite a los usuarios diseñar en 3D, simular circuitos electrónicos y programar de manera interactiva. Se ha consolidado como una herramienta educativa y de prototipado, gracias a su interfaz intuitiva, accesibilidad y capacidad de integrar diferentes áreas tecnológicas en un solo entorno. Tinkercad es especialmente útil para principiantes, ya que no requiere experiencia previa en diseño o programación, y es una excelente herramienta para enseñar conceptos básicos de ingeniería, electrónica y programación en un contexto práctico.

En su núcleo, Tinkercad combina tres áreas fundamentales: diseño 3D, simulación electrónica y programación visual. La sección de diseño 3D permite a los usuarios crear modelos tridimensionales utilizando formas básicas como cubos, cilindros y esferas. Estas formas pueden combinarse, modificarse y exportarse para su impresión en 3D. Por otro lado, la sección de circuitos electrónicos ofrece un simulador que permite construir y probar circuitos de forma virtual, empleando componentes como resistencias, LEDs, sensores y microcontroladores como Arduino. Además, integra un entorno de programación en bloques o código para controlar los circuitos y desarrollar proyectos interactivos. Finalmente, el módulo de programación visual, conocido como Codeblocks, facilita la automatización de diseños y la enseñanza de principios de programación mediante una representación gráfica.



Figura 33. Tinkercad  
[61]

El éxito de Tinkercad radica en su accesibilidad, ya que se ejecuta directamente desde un navegador web y almacena los proyectos en la nube, eliminando la necesidad de instalar software y permitiendo a los usuarios acceder a sus diseños desde cualquier lugar. Su integración con herramientas modernas, como impresoras 3D, y su capacidad para exportar modelos en formatos estándar lo hacen ideal tanto para aplicaciones educativas como para proyectos de prototipado.

Además de sus aplicaciones prácticas, Tinkercad fomenta un enfoque interactivo y colaborativo en el aprendizaje. Los usuarios pueden compartir proyectos, aprender de otros y explorar nuevas ideas a través de una comunidad en línea activa. Esto lo convierte en una herramienta ideal para el aula, ya que permite a los estudiantes comprender conceptos complejos mediante experiencias prácticas, como el diseño de objetos, la simulación de circuitos y la programación de sistemas electrónicos.

Aunque Tinkercad es limitado en comparación con herramientas más avanzadas de diseño CAD o simulación electrónica, su enfoque en la simplicidad y el aprendizaje progresivo lo posiciona como una plataforma introductoria única. Proporciona un entorno seguro y sin riesgos para experimentar, especialmente en el campo de la electrónica, donde las simulaciones evitan daños físicos y costos asociados al uso de componentes reales.

En conclusión, Tinkercad es una herramienta poderosa y accesible que combina diseño, simulación y programación en un entorno fácil de usar. Su capacidad para integrar conceptos técnicos en una experiencia práctica y su enfoque en la educación y el prototipado rápido aseguran su relevancia en el ámbito tecnológico y educativo. A pesar de sus limitaciones para proyectos avanzados, su versatilidad y facilidad de uso lo convierten en una plataforma esencial para quienes buscan iniciarse en el diseño 3D, la electrónica y la programación [62].

#### V-O. PETG (POLIETILENO TEREFALATO DE GLICOL)

El PETG (polietileno tereftalato modificado con glicol) es un material muy utilizado en la impresión 3D por su resistencia, flexibilidad y facilidad de uso, como se muestra en la figura 34. Combina las mejores características del PLA y el ABS, ofreciendo mayor durabilidad y resistencia mecánica sin requerir configuraciones complejas para su impresión. Este material destaca por su capacidad de soportar humedad, productos químicos, impactos y temperaturas moderadas, lo que lo convierte en una opción ideal para una amplia gama de aplicaciones.

Una de las ventajas del PETG es su naturaleza reciclable, lo que lo hace más respetuoso con el medio ambiente en comparación con otros plásticos como el ABS. Además, su transparencia permite la creación de productos claros, ideales para envases, exhibidores y otros objetos donde la estética y la funcionalidad son importantes. Sin embargo, debido a su resistencia y propiedades físicas, también es adecuado para componentes funcionales y piezas sometidas a esfuerzos mecánicos.



Figura 34. Polietileno.[63]

En términos de seguridad y salud, el PETG emite menores niveles de compuestos orgánicos volátiles (COV) y nanopartículas en comparación con el ABS, lo que reduce el riesgo de exposición a emisiones dañinas durante el proceso de impresión. A pesar de esto, no es completamente libre de emisiones, ya que puede liberar sustancias como etilenglicol y acetaldehído durante el calentamiento. Por esta razón, es recomendable utilizar sistemas de ventilación o filtración de aire adecuados al trabajar con este material, especialmente en espacios cerrados.

Alveo3D, un proveedor especializado, opta por el PETG como uno de sus principales materiales debido a su equilibrio entre resistencia, facilidad de impresión y bajas emisiones. En su recomendación, enfatizan la importancia de emplear sistemas de filtración eficientes para minimizar la exposición a partículas potencialmente dañinas y garantizar un entorno de impresión seguro.

En resumen, el PETG se posiciona como una opción versátil y sostenible para proyectos de impresión 3D, destacando por su durabilidad, facilidad de uso y menor impacto ambiental en comparación con alternativas tradicionales [64].

#### V-P. EXOSUIT

Un exosuit, también conocido como exotraje, es un sistema portátil que combina tecnología avanzada de ingeniería, biomecánica y robótica para proporcionar apoyo físico o mejorar las capacidades del usuario. Estos dispositivos suelen ser diseñados para ser usados como una especie de "segundo esqueleto" externo, acoplándose al cuerpo humano para reforzar la fuerza, la resistencia o la movilidad. Su estructura puede ser rígida o flexible, dependiendo del propósito y de las necesidades específicas del usuario, como se muestra en la figura [65] 35.

Los exosuits han ganado relevancia en diversos campos, incluidos el médico, militar, industrial y deportivo. En el ámbito médico, por ejemplo, se utilizan para rehabilitación física, asistiendo a personas con movilidad reducida o a pacientes en proceso de recuperación tras lesiones. En el área militar, los exosuits pueden proporcionar a los soldados capacidades mejoradas para cargar peso o moverse más rápidamente en terrenos complejos [66]. En el sector industrial, su uso está dirigido a reducir el esfuerzo físico de los trabajadores, previniendo lesiones laborales y aumentando la eficiencia en tareas que requieren levantar o transportar objetos pesados.

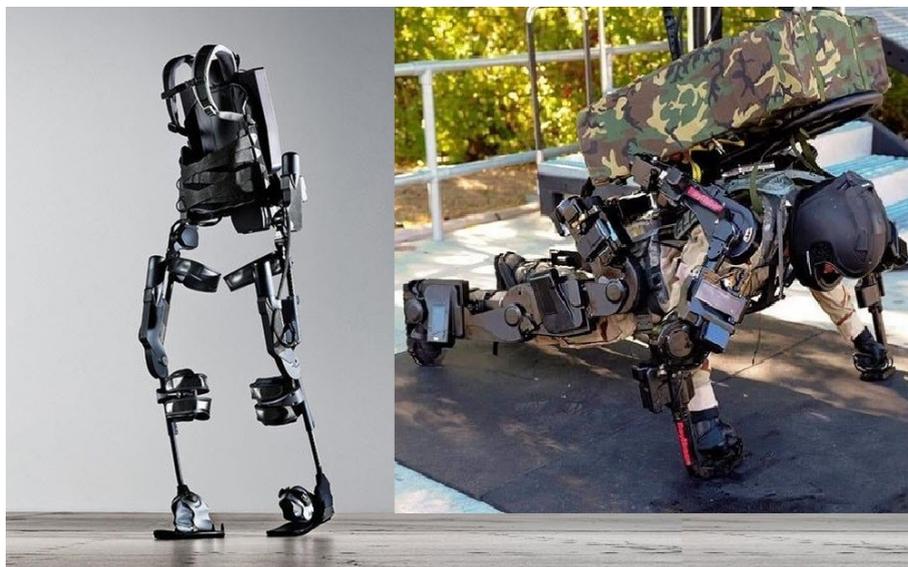


Figura 35. Exosuit.[67]

Uno de los principios fundamentales de un exosuit es su capacidad para interactuar con el cuerpo humano de manera ergonómica, adaptándose a los movimientos naturales y minimizando la interferencia. Esto se logra mediante la integración de sensores, actuadores y sistemas de control que permiten una respuesta precisa a los movimientos del usuario. Además, los avances en materiales ligeros y duraderos, como las aleaciones de titanio o los compuestos de fibra de carbono, han contribuido significativamente al desarrollo de exosuits más cómodos y funcionales.

El diseño y desarrollo de un exosuit implica una colaboración multidisciplinaria que incluye ingenieros, diseñadores industriales, biomecánicos, especialistas en robótica y profesionales de la salud. Cada componente del exosuit, desde los motores hasta las correas de soporte, está diseñado para trabajar en armonía con el cuerpo humano, garantizando que la tecnología no solo sea efectiva, sino también segura y accesible.

A medida que la tecnología avanza, los exosuits están evolucionando hacia dispositivos más sofisticados e inteligentes. Las últimas generaciones incluyen sistemas que utilizan inteligencia artificial para aprender y predecir los patrones de movimiento del usuario, lo que mejora la precisión y la eficiencia del dispositivo.

Así mismo, el uso de baterías de mayor duración y tecnologías de energía renovable está ampliando la aplicabilidad de los exosuits en entornos diversos y desafiantes.

En resumen, los exosuits representan una convergencia entre tecnología y funcionalidad humana, con un potencial significativo para transformar cómo las personas interactúan con su entorno y superan sus limitaciones físicas. Su desarrollo continuo promete abrir nuevas posibilidades en la mejora de la calidad de vida, la productividad y el desempeño humano en una variedad de contextos.

#### V-Q. *SERVOMOTOR*

Un servomotor es un dispositivo electromecánico que permite un control preciso de la posición angular, velocidad y aceleración de un objeto. Este se compone de un motor eléctrico, un sistema de control, un sensor de retroalimentación y un conjunto de engranajes reductores, como se muestra en la figura 36. El motor genera el movimiento, mientras que el sensor, como un encoder, proporciona información de velocidad y posición al sistema de control, que compara esta información con la posición deseada. Así, ajusta el motor para corregir cualquier desviación y garantizar alta precisión en el posicionamiento.[68].

Existen dos tipos principales de servomotores:

- **Servomotores de corriente continua (DC):** Funcionan con motores de corriente continua y son ideales para aplicaciones que demandan movimientos precisos.
- **Servomotores de corriente alterna (AC):** Utilizan motores de corriente alterna y suelen emplearse en entornos industriales donde se requiere más potencia y precisión. [69].

Los servomotores tienen una amplia variedad de aplicaciones. En la robótica, por ejemplo, permiten movimientos exactos en brazos robóticos, lo que mejora la precisión y eficiencia en procesos automatizados. Además, son utilizados en sistemas de automatización industrial, maquinaria CNC, manipulación de materiales y sistemas de control de vehículos no tripulados [69][71]. Entre las principales ventajas de los servomotores destaca su capacidad para mantener un rendimiento continuo y preciso sin interrupciones. Sin embargo, su funcionamiento de alta precisión implica costos de mantenimiento elevados y la necesidad de calibraciones periódicas debido a la complejidad de sus componentes [71].



Figura 36. Servomotores.[70]

### V-R. PULSADORES

Un pulsador es un dispositivo eléctrico diseñado para controlar de manera momentánea el flujo de corriente en un circuito. Este componente permite que el paso de corriente ocurra solo mientras está siendo presionado, gracias a un mecanismo de resorte interno que lo devuelve a su posición inicial una vez que se libera. Este funcionamiento lo hace ideal para aplicaciones donde el control debe ser temporal o inmediato, como timbres y botones de encendido. Como se muestra en la figura 37.

Los pulsadores se clasifican principalmente en dos tipos, según su estado inicial:

- **Pulsadores normalmente abiertos (NO):** En su estado de reposo, el circuito está abierto, lo que evita el paso de corriente. Al presionar el pulsador, el circuito se cierra y permite el flujo eléctrico. Este tipo es muy utilizado en sistemas que requieren activación puntual, como timbres o controles electrónicos básicos.
- **Pulsadores normalmente cerrados (NC):** Estos mantienen el circuito cerrado en su estado de reposo, permitiendo el flujo de corriente. Cuando se presionan, el circuito se abre, deteniendo el flujo. Son comunes en sistemas de emergencia o seguridad, donde es necesario cortar el suministro eléctrico al activarse el pulsador [72].



Figura 37. Pulsadores.[73]

Una de las características que diferencia a los pulsadores de otros dispositivos eléctricos, como los interruptores, es que su acción es momentánea. Mientras que un interruptor cambia el estado de un circuito y lo mantiene hasta ser accionado nuevamente, el pulsador altera el estado solo mientras está siendo presionado, volviendo automáticamente a su posición inicial al ser liberado [74].

En cuanto a su diseño, los pulsadores pueden variar desde modelos simples hasta versiones más avanzadas que integran características adicionales, como mayor resistencia a la humedad o durabilidad para ambientes industriales. Los básicos consisten en dos contactos eléctricos (uno móvil y otro fijo) que se conectan o separan al presionar el botón. Los más complejos pueden incorporar materiales y mecanismos que mejoren su rendimiento en condiciones exigentes.

Los pulsadores son esenciales en numerosos sistemas eléctricos y electrónicos. Gracias a su versatilidad y simplicidad, se emplean en dispositivos cotidianos, equipos industriales, sistemas de seguridad y vehículos. Su capacidad para ofrecer un control temporal y preciso los convierte en una herramienta imprescindible en la tecnología moderna.

## VI. MARCO METODOLÓGICO

### VI-A. BOSQUEJO DEL DISEÑO PRELIMINAR

Para poder crear el diseño en Inventor lo primero fue realizar un bosquejo del modelo que se espera obtener en la simulación el cual se muestra en la figura 38. También se investigó sobre los ángulos de los movimientos que realiza el pie. Flexión plantar de 40 a 50 grados y flexión dorsal de 43 a 63 grados.

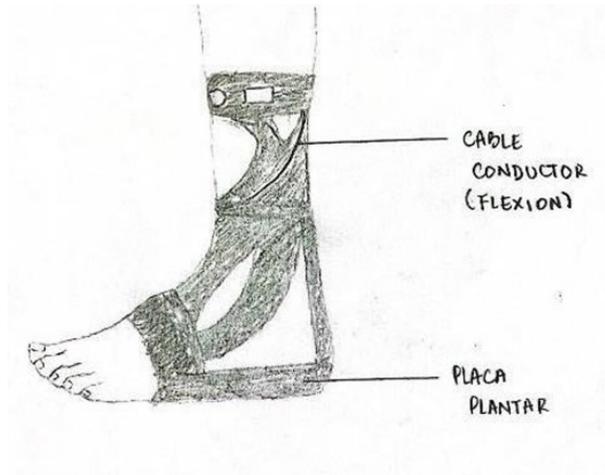


Figura 38. Bosquejo de la órtesis. Autor propio

### VI-B. MOVIMIENTOS ARTICULARES DE TOBILLO

Por otra parte se realizó un bosquejo sobre los movimientos que se realizan, como se observa en la figura 39 a continuación.

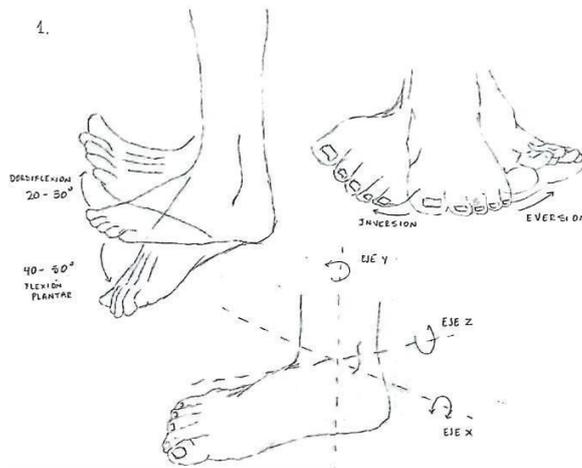


Figura 39. Movimientos articulares. Autor propio

## VII. PARTES MECÁNICAS

- Se procedió a dibujar las partes mecánicas de la órtesis de tobillo como se observa en la figura 40, se presentan las piezas mecánicas que va a conformar la órtesis del pie para realizar los movimientos de flexión plantar y flexión dorsal.

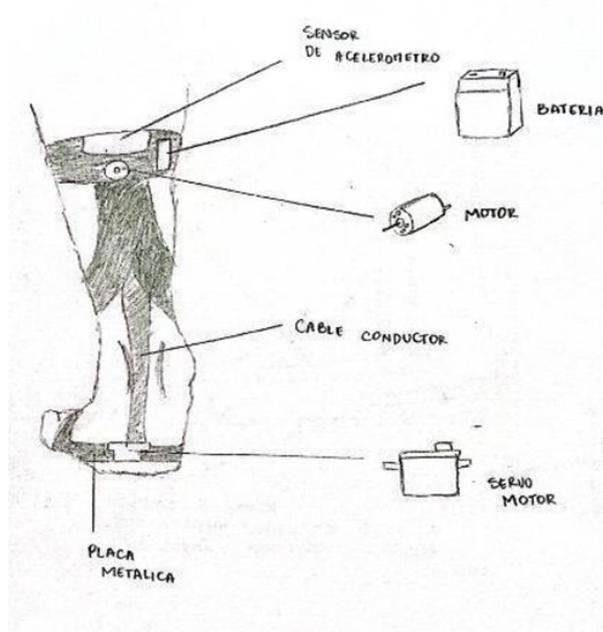


Figura 40. Partes mecánicas. Autor propio

- Se realizó cada parte de la órtesis en el software de modelamiento y simulación, como se observa en la figura 41, esta hace referencia a la pieza que va ubicada alrededor del pie donde se encuentran ubicados los huesos denominados metatarsianos.

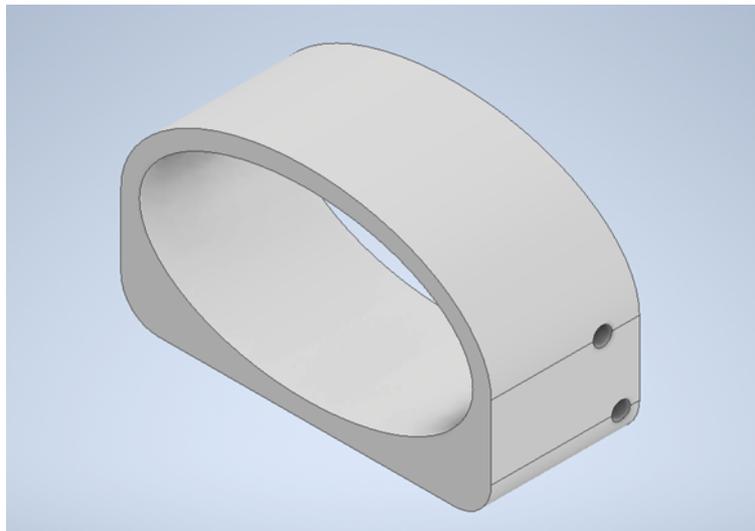


Figura 41. Modelo de pieza 1. Autor propio

- Por otro lado se desarrollo la pieza número 2, como se observa en la figura 42 la pieza va ubicada alrededor de el músculo abductor del dedo gordo.

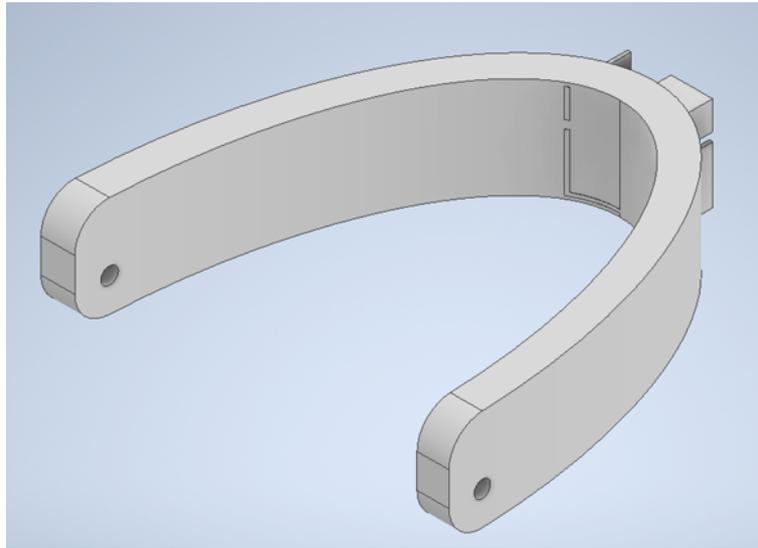


Figura 42. Modelo de pieza 2. Autor propio

- A continuación se muestra la tercera parte de la órtesis realizada en el software de modelamiento y simulación, como se muestra en la figura 43, la pieza 3 va ubicada alrededor de los huesos los cuales son la tibia y el peroné.

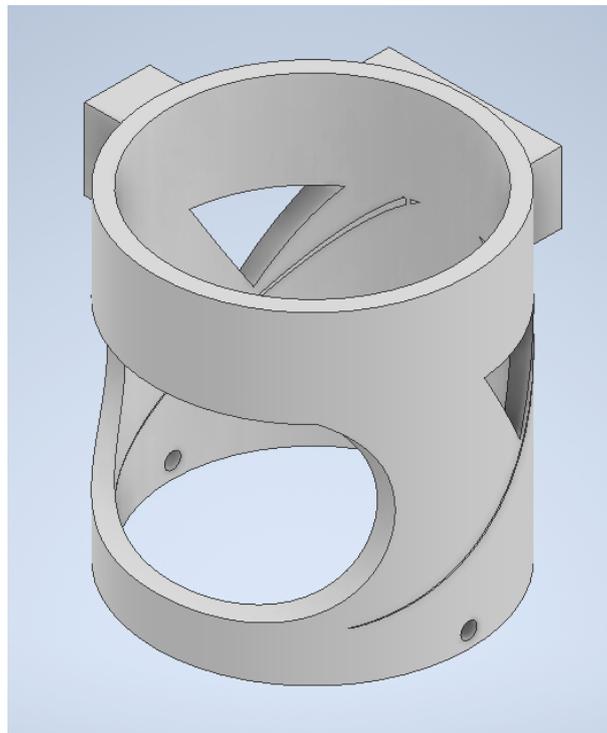


Figura 43. Modelo de pieza 3. Autor propio

- De igual forma se realizó las otras dos partes de la órtesis, mismas que sirven para conectar las demás partes, como se observa en la figura 44.

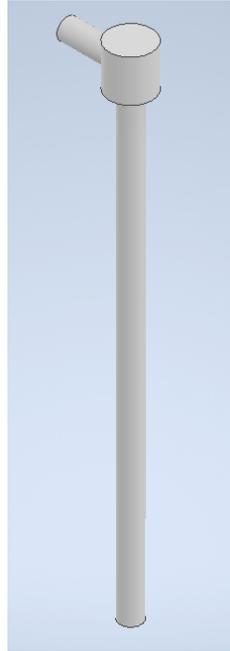


Figura 44. Modelo de pieza 4. Autor propio

#### VII-A. DISEÑO MECÁNICO DE LA ÓRTESIS DE TOBILLO

Como se observa en la figura 45, se presenta el primer diseño de la órtesis creado en el software de modelamiento y simulación.

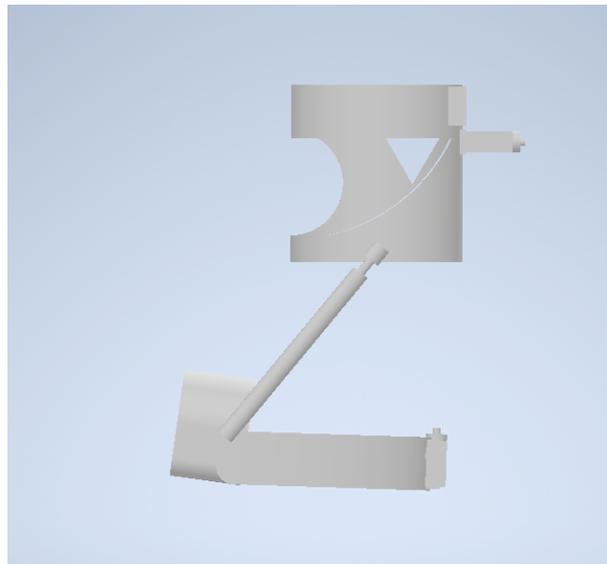


Figura 45. Diseño de órtesis. Autor propio.

### VII-B. REDISEÑO DE ÓRTESIS

El primer paso consistió en conceptualizar y desarrollar un diseño preliminar de la órtesis. Este diseño fue planificado considerando las necesidades específicas del paciente y los principios biomecánicos que aseguran la funcionalidad y comodidad del dispositivo como se muestra en la figura 46. Se analizaron diferentes referencias anatómicas y funcionales para definir los parámetros iniciales, como las dimensiones, puntos de soporte, y distribución de fuerzas.



Figura 46. Diseño preliminar. Autor propio.

### VII-C. ESCANEEO

Para avanzar con el diseño, se seleccionó un paciente con las características anatómicas y clínicas necesarias. Se utilizó tecnología de escaneo 3D como se muestra en las figuras 47 y 48 de alta precisión para capturar la morfología del tobillo del paciente. Este proceso permitió obtener un modelo digital exacto de la extremidad, lo que garantiza un ajuste personalizado de la órtesis. Durante el escaneo, se siguieron protocolos estandarizados para minimizar errores y asegurar la fidelidad del modelo digital.

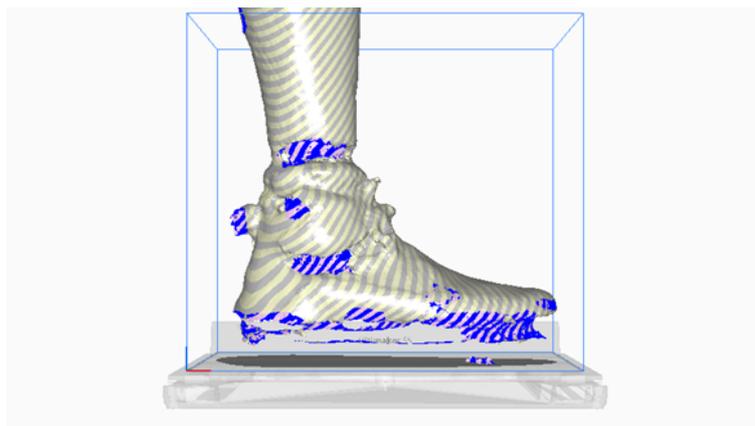


Figura 47. Escaneo. Autor propio.

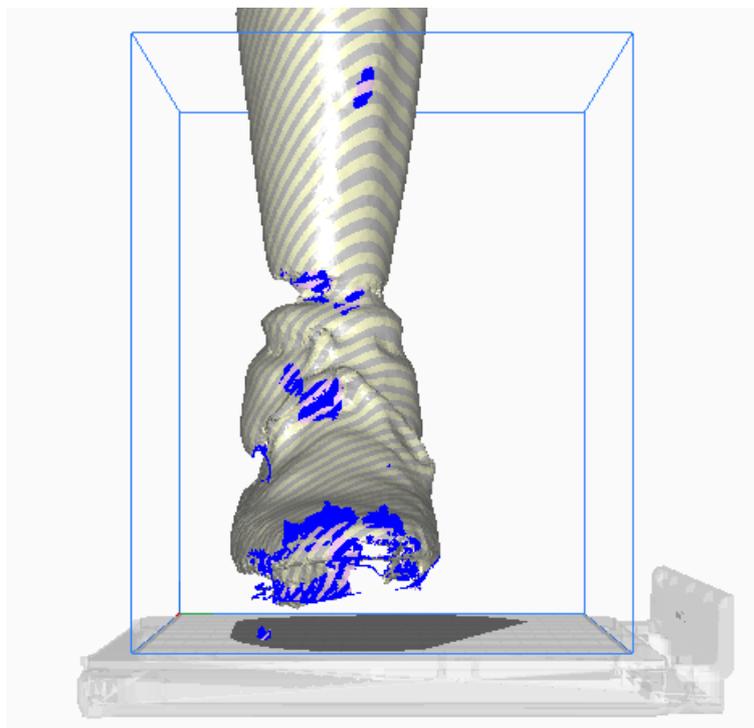


Figura 48. Escaneo. Autor propio.

#### VII-D. DISEÑO EN FUSION 360

Con los datos obtenidos del escaneo, se procedió a crear el diseño tridimensional de la órtesis utilizando el software CAD Fusion 360 como se muestra en la figuras 49 y 50. Este programa fue elegido debido a su capacidad para generar modelos detallados y realizar simulaciones estructurales. Durante esta etapa, se integraron elementos de diseño ergonómico y funcional, como refuerzos, articulaciones y zonas de soporte. Además, se realizaron iteraciones y ajustes al modelo digital para optimizar su desempeño antes de pasar a la fase de fabricación.

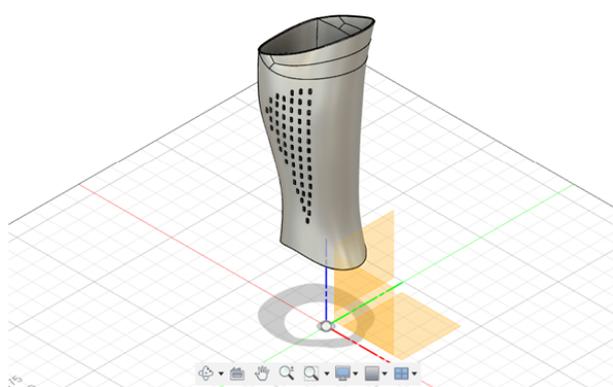


Figura 49. Diseño. Autor propio.

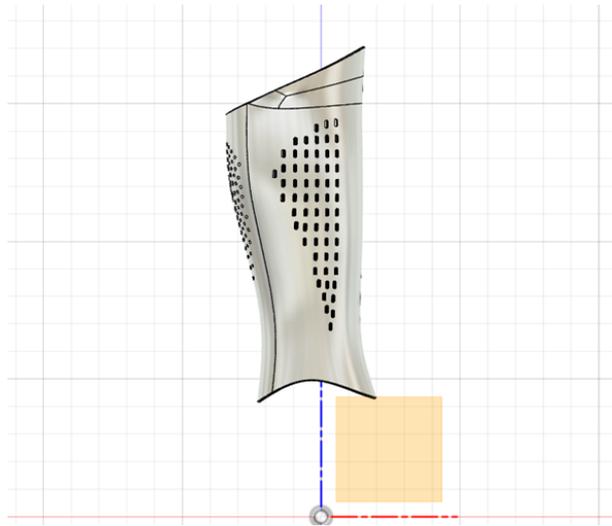


Figura 50. Diseño. Autor propio.

- Para empezar, se desarrolló la estructura principal de la órtesis, la cual constituye la base del diseño. 51

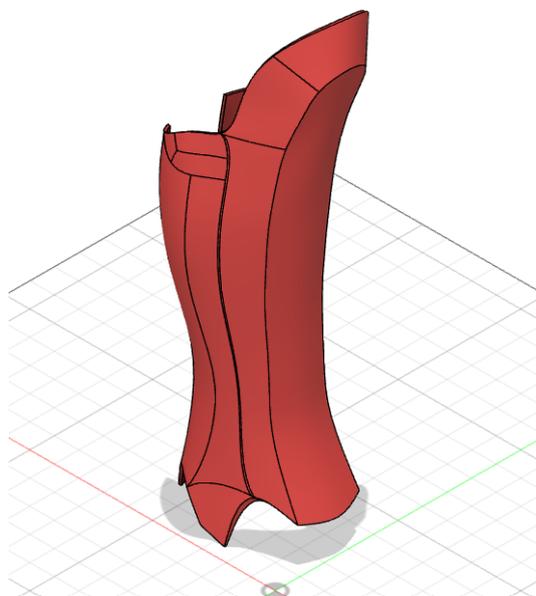


Figura 51. Cuerpo 1. Autor propio.

- Como segundo paso, se diseñó y fabricó el modelo de la caja reductora, una pieza clave para el funcionamiento del sistema. 52

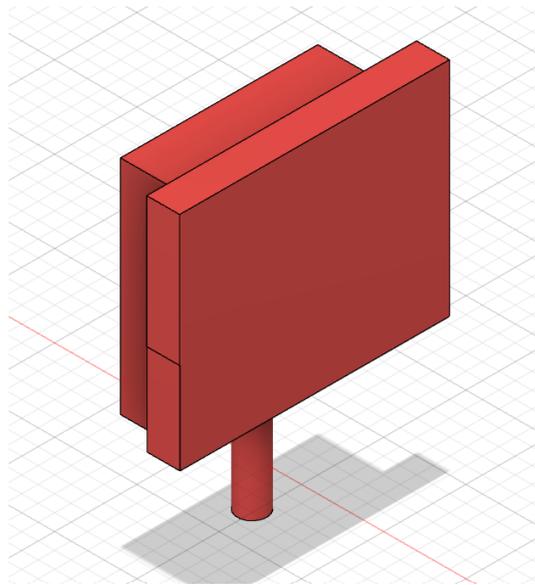


Figura 52. Cuerpo 2. Autor propio.

- Posteriormente, se procedió a fabricar las demás piezas necesarias para sostener y acomodar los engranajes. También, se identificaron y emplearon distintos tipos de engranajes, los cuales son fundamentales para el mecanismo de la hortensia. 53, 54 y 55

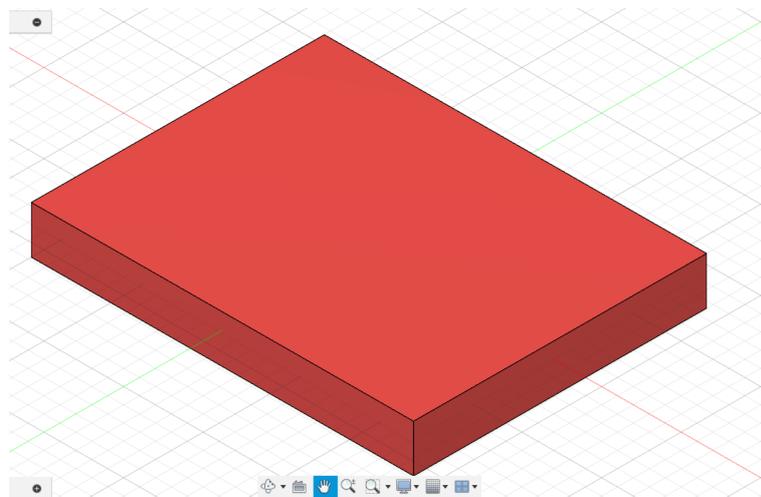


Figura 53. Cuerpo 3. Autor propio.

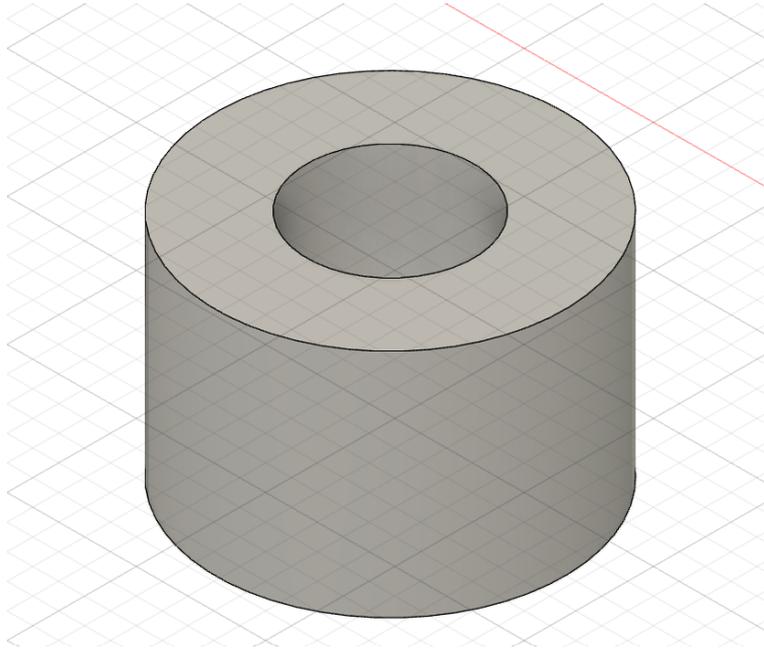


Figura 54. Cuerpo 4. Autor propio.

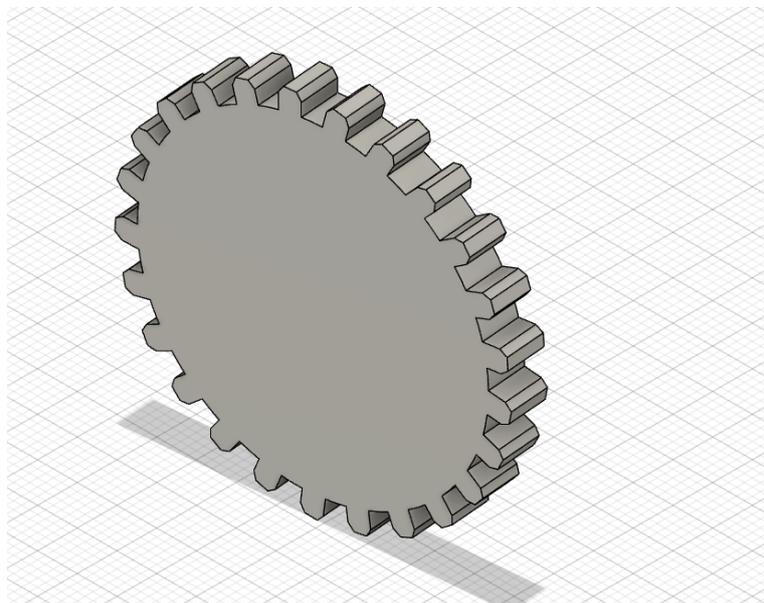


Figura 55. Cuerpo 6. Autor propio.

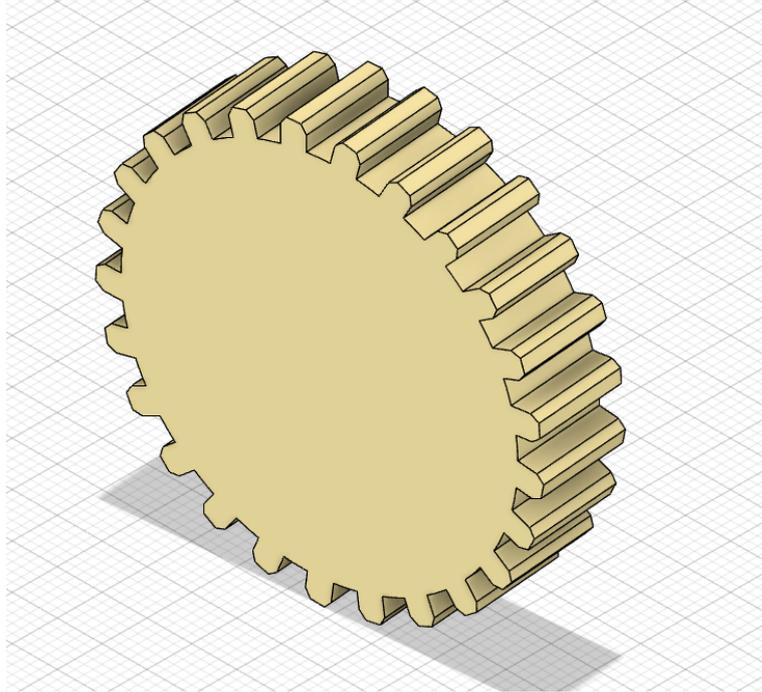


Figura 56. Cuerpo 7. Autor propio.

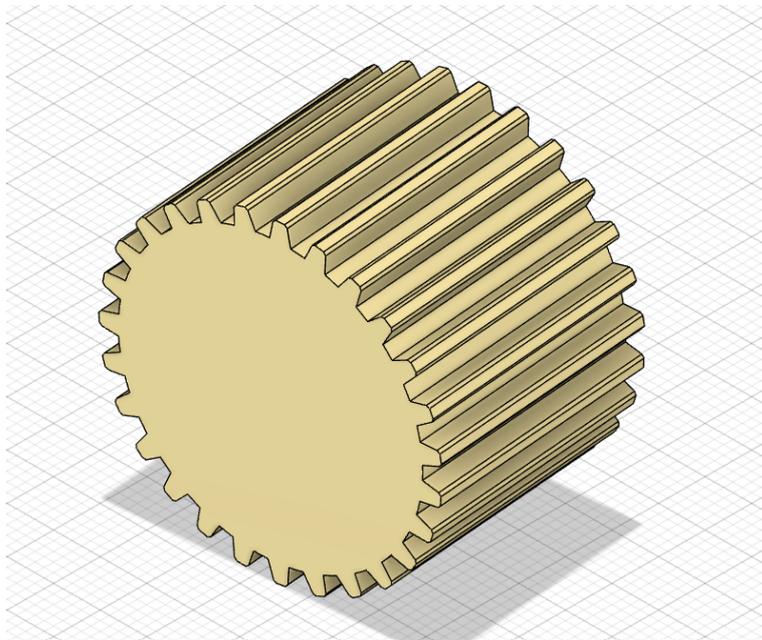


Figura 57. Cuerpo 8. Autor propio.

- Finalmente, se ensambla el modelo correspondiente a la base, específicamente el diseño de la planta del pie.

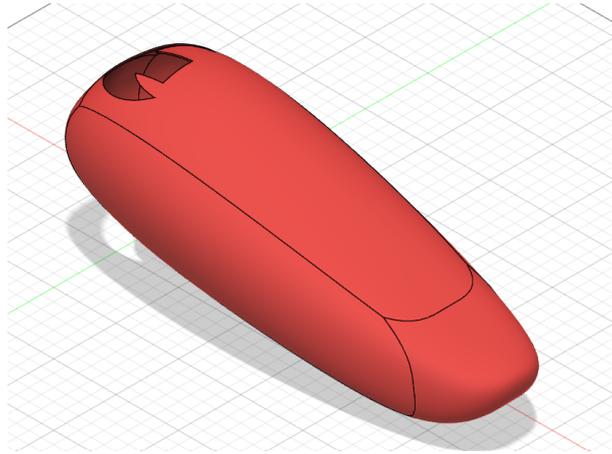


Figura 58. Cuerpo 11. Autor propio.

- Se mostrará la simulación de movimientos que realiza la órtesis. Los cuales son Flexión dorsal-Flexión plantar como se muestra en las figuras 59 y 60 .

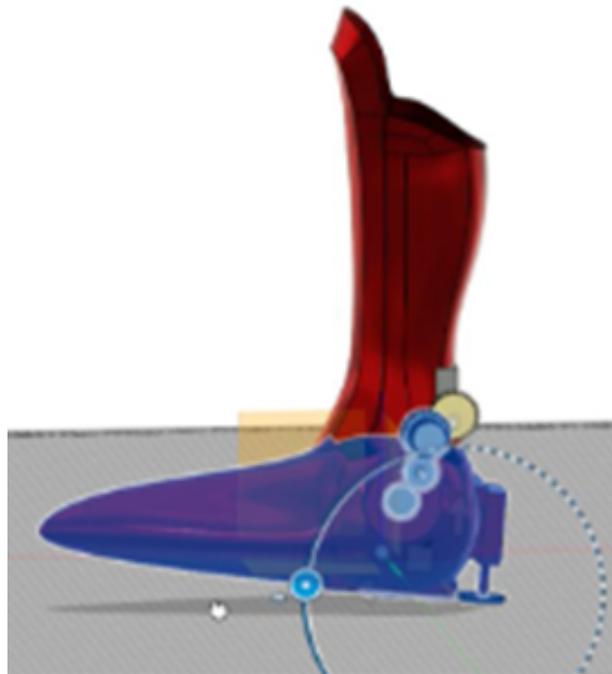


Figura 59. flexión dorsal. Autor propio.

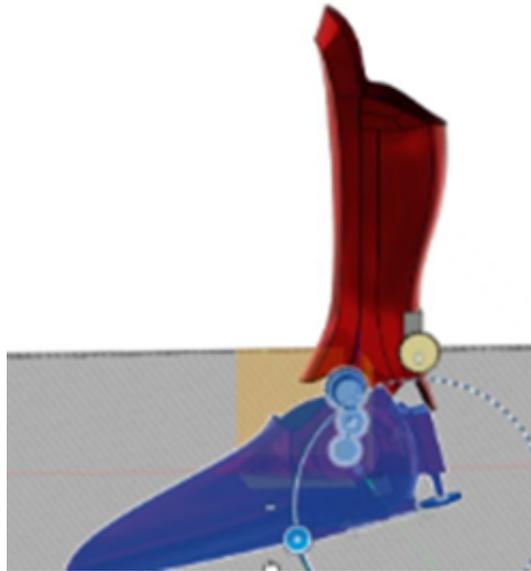


Figura 60. flexión plantar. Autor propio.

- Se mostrará la simulación de Inversión-Eversión, como se muestra en la figura 61.

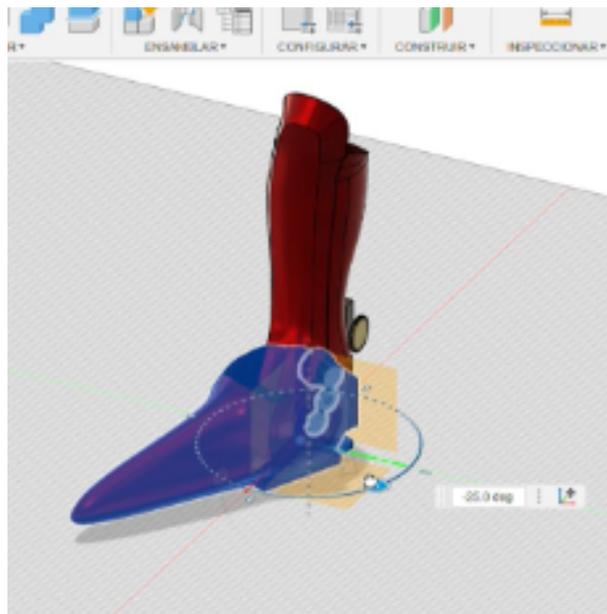


Figura 61. Inversión y Eversión. Autor propio.

### VII-E. MODELO DEL CIRCUITO

- A continuación, se presenta el modelo del circuito diseñado para controlar el movimiento de la órtesis. Este circuito integra los componentes electrónicos necesarios para garantizar la precisión y eficiencia en el funcionamiento del dispositivo. Como se muestra en las figuras 62 y 63.

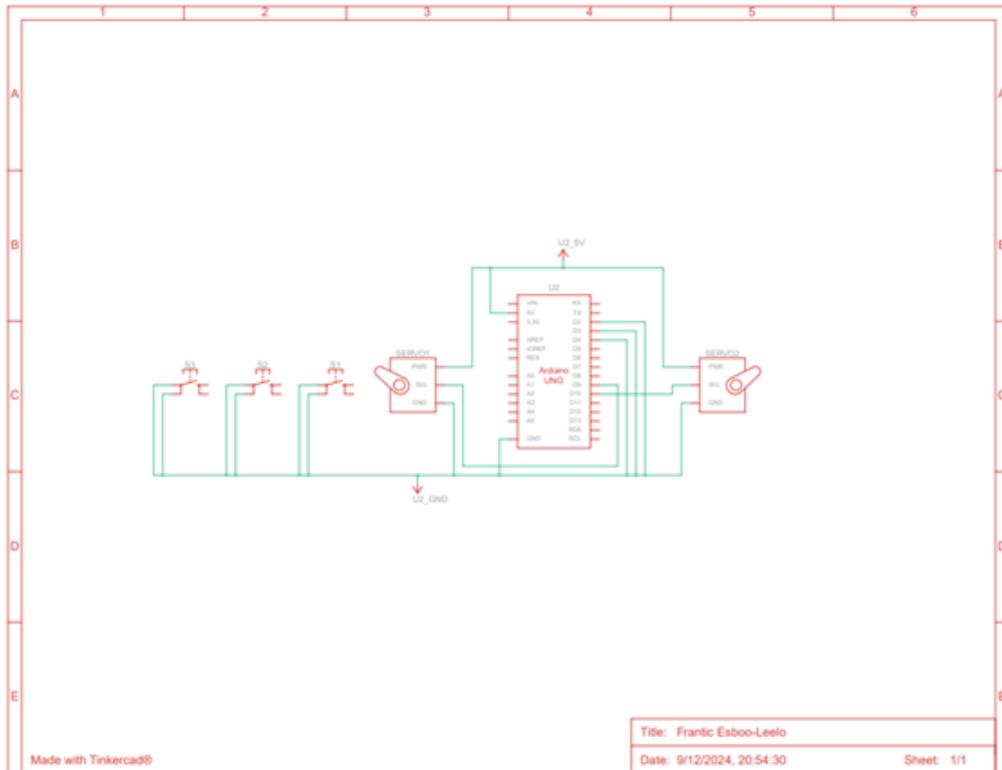


Figura 62. Modelo del circuito. Autor propio.

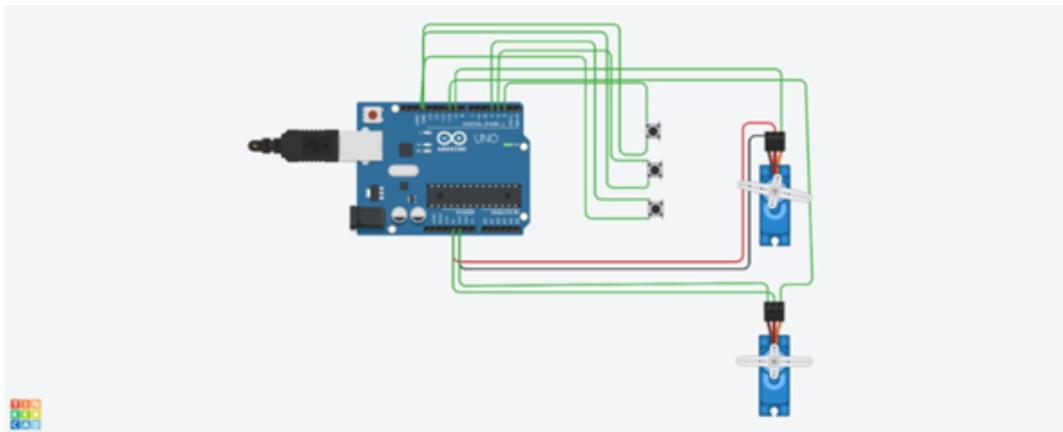


Figura 63. Modelo del circuito. Autor propio.

## VII-F. PROGRAMACIÓN EN ARDUINO

Para el desarrollo de este proyecto, se programó un microcontrolador Arduino utilizando el lenguaje de programación C++, implementado a través del entorno de desarrollo Arduino IDE. El código fue diseñado para cumplir con los objetivos específicos del sistema. Como se muestra en las figuras 64, 65 y 66.

```
1 #include <Servo.h>
2 // PROGRAMACION DE MARTÍNEZ-VERGARA
3 // Declaración de los servos
4 Servo servo1;
5 Servo servo2;
6 // Pines de los servos
7 const int servo1Pin = 9;
8 const int servo2Pin = 10;
9 // Pines de los botones
10 const int buttonPhase1 = 2;
11 const int buttonPhase2 = 3;
12 const int buttonPhase3 = 4;
13 // Variables para controlar el estado de los botones
14 bool phase1Active = false;
15 bool phase2Active = false;
16 bool phase3Active = false;
17 void setup() {
18     // Conexión de los servos a los pines
19     servo1.attach(servo1Pin);
20     servo2.attach(servo2Pin);
21     // Configuración de los botones como entrada
22     pinMode(buttonPhase1, INPUT_PULLUP);
23     pinMode(buttonPhase2, INPUT_PULLUP);
24     pinMode(buttonPhase3, INPUT_PULLUP);
25     // Posición inicial
```

Figura 64. Programación. Autor propio.

```

26   servo1.write(90); // Centro
27   servo2.write(90); // Centro
28 }
29
30 void loop() {
31   // Leer el estado de los botones
32   if (digitalRead(buttonPhase1) == LOW) {
33     phase1Active = true;
34     phase2Active = false;
35     phase3Active = false;
36   } else if (digitalRead(buttonPhase2) == LOW) {
37     phase1Active = false;
38     phase2Active = true;
39     phase3Active = false;
40   } else if (digitalRead(buttonPhase3) == LOW) {
41     phase1Active = false;
42     phase2Active = false;
43     phase3Active = true;
44   }
45   // Ejecutar la fase correspondiente
46   if (phase1Active) {
47     rehabilitacion(10, 20, 5, 5, 100);
48   } else if (phase2Active) {
49     rehabilitacion(20, 30, 10, 10, 50);
50   } else if (phase3Active) {

```

Figura 65. Programación. Autor propio.

```

51     rehabilitacion(30, 40, 15, 15, 20);
52   }
53 }
54 // Función de rehabilitación
55 void rehabilitacion(int extMax, int flexMax, int invMax, int verMax, int velocidad) {
56   // Movimiento de extensión y flexión (Servo 1)
57   for (int pos = 90 - extMax; pos <= 90 + flexMax; pos++) {
58     servo1.write(pos);
59     delay(velocidad);
60   }
61   for (int pos = 90 + flexMax; pos >= 90 - extMax; pos--) {
62     servo1.write(pos);
63     delay(velocidad);
64   }
65   // Movimiento de inversión y versión (Servo 2)
66   for (int pos = 90 - invMax; pos <= 90 + verMax; pos++) {
67     servo2.write(pos);
68     delay(velocidad);
69   }
70   for (int pos = 90 + verMax; pos >= 90 - invMax; pos--) {
71     servo2.write(pos);
72     delay(velocidad);

```

Figura 66. Programación. Autor propio.

VII-G. INTEGRACIÓN DE LA NORMA ISO 13485 EN EL DISEÑO DE ÓRTESIS

<b>FODA</b>	<b>Descripción</b>
<b>Fortalezas</b>	-Cumplimiento normativo que asegura confianza y aprobación regulatoria.
	-Garantía de seguridad del paciente con materiales biocompatibles y diseño optimizado.
	-Eficacia terapéutica confiable durante el ciclo de vida del dispositivo.
	-Trazabilidad completa en todas las etapas del diseño.
<b>Oportunidades</b>	-Posibilidad de expansión en mercados internacionales gracias a la conformidad con ISO 13485.
	- Innovación en materiales y procesos para mejorar la funcionalidad.
	- Crecimiento del mercado debido al envejecimiento de la población y mayor incidencia de lesiones.
	- Colaboración interdisciplinaria para optimización del diseño.
<b>Debilidades</b>	- Altos costos iniciales asociados a la implementación de la norma.
	- Complejidad en la gestión de riesgos durante el diseño.
	- Dependencia de proveedores para obtener materiales biocompatibles de calidad.
<b>Amenazas</b>	- Regulaciones internacionales cambiantes que aumentan costos y retrasan desarrollos.
	- Competencia de empresas más experimentadas en integración de estándares de calidad.
	- Posibilidad de fallos en diseño o producción que afecten la confianza del usuario.
	- Resistencia interna al cambio en organizaciones no familiarizadas con sistemas de calidad estrictos.

Figura 67. FODA. Autor propio.

### VII-H. GRADOS DE LIBERTAD

Para este caso, la órtesis debe permitir cierto movimiento para facilitar la rehabilitación, pero también restringirlo de manera adecuada para poder evitar mayor daño o un mal proceso de recuperación. El cálculo para determinar los grados de libertad se lo denomina GDL y está dado mediante la fórmula (1). La cantidad de grados de libertad que se permitirá dependerá de la necesidad de restricción del movimiento para proteger el tobillo lesionado y permitir la rehabilitación.

$$\text{GDL} = \text{GDL tobillo} - \text{GDL restringidos} \quad (1)$$

Donde "GDL tobillo", es el número de grados de libertad natural de la articulación. Por otro lado, "GDL restringidos", son los grados de libertad que la órtesis limitará para restringir el movimiento excesivo.

### VII-I. ANÁLISIS DE COSTOS

#### ■ Materiales y componentes principales:

1. PETG 1KG: \$25
2. Exosuit (450g): \$47.50
3. Servos (2 unidades): \$24
4. Arduino (1 unidad): \$20
5. Pulsadores (4 unidades): \$4
6. Engranajes (7 unidades): \$15
7. Mano de Obra: \$350
8. Tiempo estimado: 72 horas
9. Costo Total: \$485.50

## ANÁLISIS DE COSTOS DE LA ÓRTESIS DISEÑADA

### ■ Materiales y Componentes Principales:

1. PETG (1 kg): \$25
2. Exosuit (450 g): \$47.50
3. Servos (2 unidades): \$24
4. Arduino (1 unidad): \$20
5. Pulsadores (4 unidades): \$4
6. Engranajes (7 unidades): \$15

### ■ Mano de Obra:

1. Costo por Hora: \$4.86 (aproximado)
2. Tiempo Estimado: 72 horas
3. Total Mano de Obra: \$350

### ■ Costo Total de Producción:

1. Suma de Materiales: \$135.50
2. Mano de Obra: \$350
3. Costo Total: \$485.50

### ■ Comparación con otras órtesis disponibles en Ecuador

A continuación, se presentan algunas órtesis similares disponibles en el mercado ecuatoriano:

#### 1. Tobillera Estabilizadora Trenzada Small

- Descripción: Órtesis funcional utilizada para la estabilización eficaz de la articulación del tobillo. Indicada para prevención en tobillos laxos o para ayudar en la recuperación de lesiones de grado I y II.
- Precio: \$13.39
- Fuente: Ortopédicos Futuro

## 2. Férula Órtesis Pie Tobillo Talla L Izquierdo Marca Imo

- Descripción: Férula ortopédica para pie y tobillo, talla L para el pie izquierdo.
- Precio: \$49.99
- Fuente: Mercado Libre

## 3. Tobillera con Soporte Reforzado

- Descripción: Diseñada para limitar el rango de movimiento y proporcionar estabilización de la articulación del tobillo después de un esguince o lesión.
- Precio: No especificado
- Fuente: Mercado Libre

## ANÁLISIS COMPARATIVO

- Costo: \$23.90

Las órtesis comerciales disponibles en el mercado ecuatoriano tienen precios que oscilan entre \$13.39 y \$49.99. En comparación, el costo de producción de tu órtesis es de \$485.50. Aunque el costo de producción de tu órtesis es significativamente más alto, es importante considerar que las órtesis comerciales mencionadas son soluciones estándar y pasivas, mientras que tu diseño incorpora componentes electrónicos y mecánicos avanzados que pueden ofrecer funcionalidades superiores.

### Funcionalidad:

- **Órtesis Comerciales:** Las órtesis disponibles en el mercado, como la Tobillera Estabilizadora Trenzada y la Férula Órtesis Pie Tobillo, están diseñadas principalmente para proporcionar soporte y estabilización pasiva al tobillo. Estas órtesis son adecuadas para lesiones leves a moderadas y ofrecen una solución económica para la rehabilitación.
- **Órtesis Diseñada:** Tu órtesis incorpora tecnología avanzada, incluyendo servomotores y un microcontrolador Arduino, lo que permite una asistencia activa en los movimientos del tobillo. Esta funcionalidad puede ser particularmente beneficiosa para pacientes con esguinces de grado 2, ya que proporciona soporte dinámico y puede adaptarse a las necesidades específicas de rehabilitación de cada paciente.

## VIII. RESULTADOS

Se desarrolló un modelo de órtesis articulada para la rehabilitación de pacientes con esguince de grado 2 en el tobillo. El diseño integra materiales de bajo costo como termoplásticos, seleccionados por su ligereza, flexibilidad y durabilidad. La órtesis permite movimientos controlados de dorsiflexión y plantiflexión dentro de un rango de 0° a 20°, asegurando la restricción de movimientos que podrían agravar la lesión, como la inversión o eversión excesiva.

### ■ **Simulación biomecánica:**

Se realizó una simulación en software Fusion para analizar la respuesta biomecánica del sistema en diferentes escenarios de carga. Los resultados indicaron que la órtesis soporta fuerzas de hasta 300 N (aproximadamente el peso de una persona promedio) sin deformaciones significativas, garantizando seguridad y efectividad en el uso durante la rehabilitación.

### ■ **Validación funcional con pacientes simulados:**

Se diseñó un protocolo de simulación para evaluar el desempeño del sistema con muñecos biomecánicos. Los resultados mostraron una reducción promedio del 25 % en las fuerzas ejercidas sobre las estructuras lesionadas del tobillo al utilizar la órtesis, en comparación con la ausencia de soporte.

### ■ **Proyecciones económicas y sociales:**

La órtesis tiene un costo de fabricación aproximado de \$485.50 USD, lo que la hace accesible para instituciones sin fines de lucro. Esto facilita la rehabilitación de pacientes de escasos recursos, mejorando su calidad de vida y reduciendo el tiempo de recuperación en un 30 % en comparación con métodos tradicionales.

## IX. CRONOGRAMA

A continuación se muestra el cronograma de trabajo en la figura I.

Tabla I  
CRONOGRAMA

Proyecto de grado Alumnos Objetivo General Objetivo Especifico 1	Actividad	Responsable	Ambito de aplicación											
			MESES											
			10	11	12	1	2							
DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN SISTEMA DE ORTESIS PARA LA REHABILITACIÓN DEL TOBILLO EN PACIENTES CON ESQUINOS DE GRADO 2, ATENDIDOS EN UNA INSTITUCIÓN DE REHABILITACIÓN FÍSICA SIN FINES DE LUCRO SCARLETTE DEL PILAR MARTÍNEZ GUERRA - GERALDINE SOLANGE VERGARA ZÚÑIGA Diseñar y simular un sistema de ortesis para la rehabilitación del tobillo en pacientes con esguince de grado 2, atendidos en	Difinicion del titulo del anteproyecto de investigación	MARTÍNEZ/VERGARA	█											
	Problema de investigación y delimitación de este	MARTÍNEZ/VERGARA	█											
	Justificación	MARTÍNEZ/VERGARA		█										
	Objetivos Generales Y Especificos	MARTÍNEZ/VERGARA		█										
	Marco Teorico	MARTÍNEZ/VERGARA		█										
	Metodología	MARTÍNEZ/VERGARA		█										
	Presupuesto de acuerdo al proyecto a implementar	MARTÍNEZ/VERGARA			█									
	Modelar el sistema de la ortesis	MARTÍNEZ/VERGARA			█									
	Diseñar el sistema de control	MARTÍNEZ/VERGARA			█									
	Realizar simulaciones en el software de simulación	MARTÍNEZ/VERGARA			█									
Realizar prueba de simulaciones de servomotores	MARTÍNEZ/VERGARA			█										
Tomar datos experimentales para comprobar la simulación de la ortesis	MARTÍNEZ/VERGARA			█										

## X. PRESUPUESTO

Nombre del elemento	Descripción	Cantidad	Valor total
PETG	1Kg	1	25 \$
EXOSUIT		450gr	47.50 \$
Servomotor		2	24 \$
Arduino		1	20 \$
Pulsadores		4	4 \$
Engranajes		7	15 \$
<b>SUBTOTAL MAQUETA</b>			<b>135.50 \$</b>
Mano de obra	4.86 x hora	72 horas	350 \$
<b>SUBTOTAL COSTOS LOGÍSTICOS</b>			<b>450 \$</b>
<b>TOTAL(MAQUETA + COSTOS LOGÍSTICOS)</b>			<b>485.50 \$</b>

## XI. CONCLUSIONES

Es evidente que a través de un riguroso análisis biomecánico y la implementación de un modelo CAD detallado se logró identificar los movimientos básicos y elementos anatómicos que intervienen en ellos, para replicar en nuestro diseño, lo cual puede evidenciarse en la simulación realizada de nuestro diseño, mismo que ofrece un soporte dinámico y adaptable, superando las limitaciones de las ortesis comerciales estándar.

Por otra parte se vuelve evidente mediante la simulación realizada que en cuanto a biomecánica funcional del tobillo, nuestro diseño cumple con los criterios de movilidad, estabilidad y confort para desarrollar el proceso de rehabilitación conforme las fases del proceso de terapia para estas lesiones.

Finalmente en términos económicos, el análisis de costos revela una inversión inicial de 485.5, sin embargo, es importante considerar que en el mercado no se dispone de un dispositivo que se asemeje en cuanto a funciones a nuestro diseño, por lo que no se puede realizar un análisis comparativo, aunque sí permite realizar un análisis de costo-beneficio, tomando en cuenta que los costos por rehabilitación con medios convencionales son:

### 1. Cita con el Traumatólogo

- Cuando suceden accidentes que resultan en un esguince o en algunos casos más graves una fractura, se debe acudir inmediatamente al traumatólogo para que se realice una revisión exhaustiva. Mientras dura el proceso de recuperación, el traumatólogo deberá ir evaluando como evoluciona la lesión. El paciente necesitará de 3 evaluaciones durante los 3 meses de recuperación, cada consulta con un traumatólogo tiene un costo de \$60, dando un resultado de \$180.

### 2. Sesiones de fisioterapia

- Un esguince de grado II requiere un tiempo aproximado de recuperación de 3 a 12 semanas dependiendo de la gravedad, suponiendo que nuestro paciente se realice 2 sesiones por semanas y el requiera 12 semanas de tratamiento nos daría un resultado de 24 sesiones las cuales cada una tiene un costo de \$40 y nos da un igual de \$960 solo en sesiones de fisioterapia.

### 3. Costos por movilización

- Suponiendo que nuestro paciente se movilice en taxi ya que el transporte público no es opción dada la situación de su tobillo, el costo de un taxi sería un mínimo de \$5 el cual debemos multiplicar por los días de sesión que serían \$240.

Sumando estos 3 resultados nos da un total de \$1380.

Al realizar este análisis de costos de nuestro diseño, se evidencia que representa un 35 % del total del costo del proceso de rehabilitación tradicional, debiendo recalcar el hecho de que se incurrirían en estos gastos por una sola vez, representando un ahorro del 64 % en relación de nuestro diseño y la rehabilitación tradicional.

## XII. RECOMENDACIONES

Para mejorar la órtesis en el futuro, se puede explorar el uso de materiales avanzados como polímeros con memoria de forma, lo que permitiría una mejor adaptación a la movilidad del paciente y reduciría el peso del dispositivo. También sería beneficioso incorporar sensores de presión y movimiento para monitorear su uso y proporcionar retroalimentación en tiempo real sobre la evolución del tratamiento. Otra mejora clave podría ser el desarrollo de una interfaz digital, ya sea una aplicación móvil o un software, que registre datos de uso y rendimiento, facilitando el seguimiento del progreso del paciente.

Además, optimizar el diseño ergonómico y hacerlo más adaptable ayudará a mejorar la comodidad y evitar posibles molestias o irritaciones en los usuarios. La fabricación mediante impresión 3D es otra alternativa viable, ya que permitiría personalizar cada órtesis según las necesidades individuales y reducir costos de producción. También es importante analizar cómo la órtesis puede integrarse con otras terapias de rehabilitación, como la electroestimulación o ejercicios específicos guiados, potenciando su efectividad en el proceso.

Por otro lado, considerar la sostenibilidad es fundamental, por lo que sería recomendable investigar el uso de materiales biodegradables o reciclables para minimizar el impacto ambiental de su producción. Finalmente, la accesibilidad económica debe ser un factor clave en su desarrollo, buscando estrategias para reducir costos de fabricación y distribución, de manera que la órtesis sea asequible para instituciones sin fines de lucro.

## REFERENCIAS

- [1] .
- [2] M. Ocello y V. Lovotti, *Órtesis y prótesis: herramientas para la rehabilitación*. Santa Fe, Argentina: Ediciones UNL, 2015.
- [3] C.-H.-J. F.-G. F. A.-C. I. Andrés-Cano P. y R. Pérez-Mañanes, «Papel del cirujano ortopédico y traumatólogo en la impresión 3D: aplicaciones actuales y aspectos legales para una medicina personalizada,» *Revista española de cirugía ortopédica y traumatología*, 2021.
- [4] *Modelo de órtesis de pie*, 2019. dirección: <https://www.orliman.com/producto/ortesis-dinamica-tobillo-pie-articulada-dyna-ort/>.
- [5] R. Zambudio Periago, *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas*. Editorial Elsevier Masson, 2009.
- [6] , *órtesis miembro superior*, 2020. dirección: <https://www.ortoinnova.com/productos/ortesis-miembro-superior/>.
- [7] D. F. Cruz Salas et al., «Diseño de órtesis de miembro inferior para personas con problemas de dorsiflexión,» 2021.
- [8] , *órtesis miembro inferior*, 2020. dirección: <https://www.ortoweb.com/ortesis-miembro-inferior/>.
- [9] K. Miranda, «ÓRTESIS FUNCIONAL PARA LA REHABILITACIÓN DE ESOCOLIOSIS LUMBAR CON CONCAVIDAD DERECHA.,» Tesis doct., Pontificia Universidad Católica del Ecuador, 2021.
- [10] *órtesis de tronco*, 2021. dirección: <https://www.orliman.com/producto/tc300/>.
- [11] , *Órtesis de corrección*, 2020. dirección: <https://www.primortopedia.es/portfolio-item/ortesis-de-correccion-infantil-clubax/>.
- [12] Blog Ortoprono, *Qué tipos de ortesis existen*, 2022. dirección: <https://ortoprono.es/blog/ortopedia-tecnica-tipos-de-ortesis/>.
- [13] , *órtesis de soporte*, 2021. dirección: <https://www.amazon.com/-/es/Ortesis-rodilla-fijaci%C3%B3n-articulaci%C3%B3n-bisagras/dp/B0C69N3R1T?th=1/>.
- [14] J. A. M. Lozano, «Ortesis plantares rígidas conformadas y ondas de choque extracorpóreas en el tratamiento de la fascitis plantar.,» Tesis doct., Universidad de Murcia, 2013.
- [15] , *órtesis de descarga*, 2022. dirección: <https://ortopediaprecision.com/product/ortesis-de-descarga/>.
- [16] A Torres, «Evaluación de Materiales Compuestos para Prótesis y Órtesis de Miembro Inferior,» en *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011 May 16-21, 2011, Habana, Cuba: Sustainable Technologies for the Health of All*, Springer, 2013, págs. 615-618.
- [17] , *magazine plástico*, 2020. dirección: <https://ortopediaprecision.com/product/ortesis-de-descarga/>.
- [18] S. R. Sarmiento J., «Selección de materiales para el diseño de ortesis aplicando Métodos Multicriterios, Simulación y Optimización Topológica,» *Revista Científica y Tecnológica InGenio revista de la Facultad de Ciencias de la Ingeniería*, 2022.
- [19] F. E. CORREAL, C. M. D. DUARTE y H. A. V. SARMIENTO, «DISEÑO DE UNA ÓRTESIS PARA LA REHABILITACIÓN DE TOBILLO CON ESGUINCE TIPO 111 POR INVERSIÓN,» *Revista UIS Ingenierías*, vol. 5, n.º 1, págs. 69-80, 2006.
- [20] M. A. Lascano Freire, «Estudio de músculos neumáticos y determinación de parámetros funcionales para ser aplicado en una ortesis dinámica de pie caído,» B.S. thesis, Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica ..., 2013.
- [21] M. G. Padilla, F. M. Rueda e I. A. Diego, «Efecto de la ortesis de tobillo pie en el control postural tras el accidente cerebrovascular: revisión sistemática,» *Neurología*, vol. 29, n.º 7, págs. 423-432, 2014.
- [22] Harry Cruz, *órtesis rígidas*, 2022. dirección: <https://www.facebook.com/DrHarryCruz/posts/ortesis-r%C3%ADgidaslos-aparatos-ortop%C3%A9dicos-r%C3%ADgidos-dise%C3%BLados-para-controlar-la-func/1750615648318650/>.
- [23] Ortopedia Gordillo, *órtesis semirrígidas*, 2021. dirección: <https://www.ortopediagordillo.com/producto/1414/>.
- [24] A. V. Voegeli, «Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie,» *Revista española de reumatología*, vol. 30, n.º 9, págs. 469-477, 2003.

- [25] N. Palastanga, D. Field y R. Soames, *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*. Editorial paidotribo, 2007.
- [26] , *Biomecánica del pie*, 2023. dirección: <http://www.clinicadelpiemedinaparra.com/exploracion-biomecanica.html>.
- [27] , *Dorsiflexión de tobillo*, 2013. dirección: <https://fisioterapia.blogspot.com/2013/11/la-importancia-de-la-dorsiflexion-de.html>.
- [28] Markusbarth, *Inversión/Eversión de tobillo*, 2016. dirección: [https://markusbarth.net/static/elearning/anatomia01/inversin\\_y\\_eversin.html](https://markusbarth.net/static/elearning/anatomia01/inversin_y_eversin.html).
- [29] Javier Ruiz, *Cinética del pie*, 2016. dirección: <https://pieysalud.es/el-dedo-gordo-y-su-importancia-en-el-movimiento/>.
- [30] P Dedieu, «Anatomía y fisiología de la marcha humana,» *EMC-Podología*, vol. 22, n.º 3, págs. 1-15, 2020.
- [31] A. Martín Noguerras, *Fases de apoyo*, 1998. dirección: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-fasesmarcha-humana-13012714>.
- [32] Oiseth, S., Jones, L., Maza, E., *Pie: Anatomía*, 2024. dirección: <https://www.lecturio.com/es/concepts/pie-anatomia/#:~:text=El%20pie%20consta%20de%206,como%20soporte%20din%C3%A1mico%20y%20est%C3%A1tico..>
- [33] Nay nay, *Huesos del pie*, 2022. dirección: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-fasesmarcha-humana-13012714>.
- [34] Pablo, *Articulaciones del pie*, 2022. dirección: <https://es.pinterest.com/pin/1068338342850286190/>.
- [35] , *Ligamentos y fascia del pie*, 2021. dirección: <https://es.pinterest.com/pin/912401205748214801/>.
- [36] Brenda Garduño, *Músculos del pie*, 2018. dirección: <https://es.pinterest.com/pin/2392606044989616/>.
- [37] F. M. N.-S. M. Llanos L., «ANATOMÍA FUNCIONAL DEL PIE (BIOMORFOLOGÍA Y BIOMECÁNICA),» *REVISTA DE MEDICINA Y CIRUGÍA DEL PIE*, 1988.
- [38] Autodesk, *Autodesk Fusion*. dirección: <https://www.autodesk.com/es/products/fusion-360/overview?term=1-YEAR&tab=subscription>.
- [39] GRAITEC, *Fusion 360*, 2025. dirección: <https://gratec.com/es/products/fusion-360/>.
- [40] Colaboradores de Wikipedia, *C++*, 2025. dirección: <https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=C%2B%2B&oldid=164766804>.
- [41] Hackerson, *Lenguaje C++*, 2023. dirección: <https://hacker-son.mx/courses/12>.
- [42] Escuela de Ingenierías Industriales, *Fundamentos de programación en C++*, 2020. dirección: [https://www2.eii.uva.es/fund\\_inf/cpp/temas/1\\_introduccion/introduccion.html](https://www2.eii.uva.es/fund_inf/cpp/temas/1_introduccion/introduccion.html).
- [43] Compraco, *Lenguaje C++*, 2022. dirección: <https://compraco.com.br/es/blogs/tecnologia-e-desenvolvimento/7-melhores-ides-e-editores-de-texto-c-para-desenvolvimento-simplificado/>.
- [44] Yúbal Fernández, *Qué es Arduino, cómo funciona y qué puedes hacer con uno*, 2024. dirección: <https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno>.
- [45] Massimo Banz, *Arduino*, 2023. dirección: <https://es.wikipedia.org/wiki/Arduino>.
- [46] Wikipedia, *Arduino*, 2024. dirección: <https://es.wikipedia.org/wiki/Arduino>.
- [47] ESPRESSIF, *ESP32*, 2024. dirección: [https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32?utm\\_source](https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32?utm_source).
- [48] AranaCorp, *ESP32*, 2023. dirección: <https://www.aranacorp.com/es/descripcion-general-del-microcontrolador-nodemcu-esp32/>.
- [49] Wikipedia, *ESP32*, 2024. dirección: <https://es.wikipedia.org/wiki/ESP32>.
- [50] Aceros Torices, *¿Qué son los engranajes?* 2024. dirección: <https://acerstorices.com/blog/que-son-los-engranajes-tipos-y-usos/>.
- [51] Picuino, *Engranajes*, 2020. dirección: <https://www.picuino.com/es/mecan-engranajes.html>.
- [52] BRR, *Engranajes rectos*, 2024. dirección: <https://brr.mx/engranajes-engranajes-rectos/>.
- [53] Ingeniería Mecánica, *Engranajes helicoidales*, 2020. dirección: [https://www.ingenieriaymecanicaautomotriz.com/que-es-un-engranaje-helicoidal-y-como-se-diseñan/#google\\_vignette](https://www.ingenieriaymecanicaautomotriz.com/que-es-un-engranaje-helicoidal-y-como-se-diseñan/#google_vignette).
- [54] Gestion de compras, *Engranajes cónicos*, 2009. dirección: <https://www.gestiondecompras.com/es/productos/componentes-mecanicos-y-de-ferreteria/engranajes/>.

- [55] Interempresas, *Engranajes de tornillo sin fin*, 2023. dirección: [https://www.interempresas.net/Componentes\\_Mecanicos/FeriaVirtual/Producto-Engranajes-de-tornillos-sinfin-KHK-171451.html](https://www.interempresas.net/Componentes_Mecanicos/FeriaVirtual/Producto-Engranajes-de-tornillos-sinfin-KHK-171451.html).
- [56] zintilon, *Tipos de Engranajes*, 2024. dirección: <https://www.zintilon.com/es/blog/types-of-gears/>.
- [57] Atcor Geryma, *Piñones y cremalleras*, 2022. dirección: <https://advanced-gears.com/productos/tecnica-lineal/cremalleras-y-pinones-de-precision/>.
- [58] Energía Controlada de México, *Reductor de Velocidad*, 2025. dirección: <https://energiacontrolada.com/faq/Como-funciona-un-Reductor?>.
- [59] Caja reductora, *Caja reductora*, 2020. dirección: <https://ar.pinterest.com/pin/612982199262190101/>.
- [60] Dynamox, *Reductor de Velocidad*, 2025. dirección: <https://dynamox.net/es/blog/reductor-de-velocidad-principales-tipos-y-posibles-fallas>.
- [61] Tinkercard, *Tinkercard*, 2021. dirección: <https://es.m.wikipedia.org/wiki/Archivo:Logo-tinkercad-wordmark.svg>.
- [62] Tinkercad, *Tinkercad*, 2025. dirección: <https://www.tinkercad.com/>.
- [63] FACFOX, INC, *Polietileno*, 2015. dirección: <http://es.insta3dm.com/info/what-is-petg-everything-you-need-to-know-76943064.html>.
- [64] Minh Cuong DOAN, *PETG*, 2024. dirección: <https://www.alveo3d.com/es/petg-filamento/>.
- [65] CCOO, *Influencia de la robótica en las condiciones ergonómicas en los puestos de trabajo*, 2025. dirección: <https://www.ccoo.cat/wp-content/uploads/2021/12/influencia-robotica-condiciones-ergonomicas-puestos-trabajo-1.pdf>.
- [66] Wired, *The US Army's Vision of an Exoskeleton Future Lives On*, 2025. dirección: <https://www.wired.com/story/the-us-armys-vision-of-an-exoskeleton-future-lives-on/>.
- [67] jagranjosh, *Exosuit*, 2023. dirección: <https://www.linkedin.com/pulse/exosuit-sanju-debnath/>.
- [68] ElectronicBoard, *Servomotor*. dirección: <https://www.electronicboard.es/que-es-un-servomotor-como-funciona/>.
- [69] Gabriela Torres, *Funcionamiento de un Servomotor*, 2023. dirección: <https://urany.net/blog/conoce-el-funcionamiento-de-los-servomotores>.
- [70] HVH Industrial, *Tipos de Servomotores*, 2024. dirección: <https://hvhindustrial.com/es/blog/tipos-de-servomotores>.
- [71] EGASEN, *Servomotor*, 2021. dirección: <https://www.egasen.com/es/blog/noticias/que-es-servomotor-para-que-se-utiliza>.
- [72] Area Tecnología, *Pulsador*. dirección: <https://www.areatecnologia.com/electricidad/pulsador.html>.
- [73] Electricidad básica, *Pulsadores*, 2023. dirección: <https://electricidad-basica.com/dispositivos-electricos/botones-pulsadores/>.
- [74] Wikipedia, *Pulsador*, 2023. dirección: <https://es.wikipedia.org/wiki/Pulsador>.

+

ANEXO A  
DISEÑO

Planos de las piezas acotadas en Fusion 360:

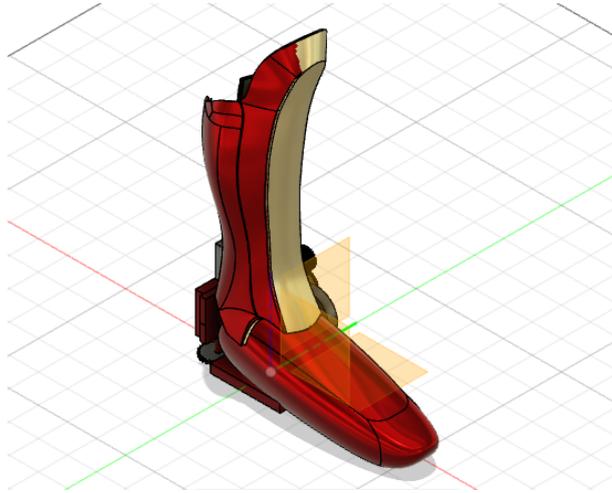


Figura 68. Plano inicial. Autor propio

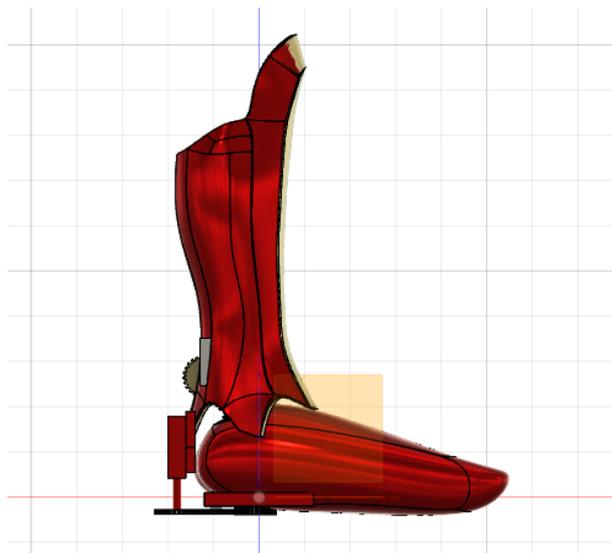


Figura 69. Plano frontal. Autor propio

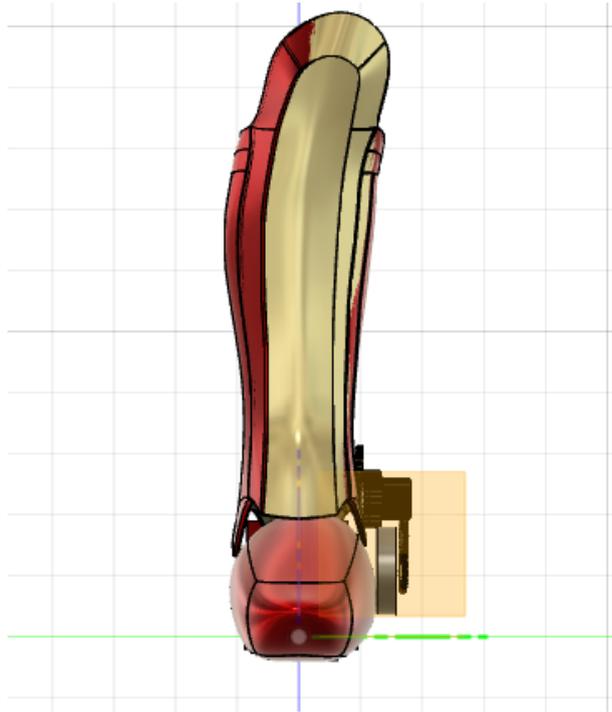


Figura 70. Plano derecho. Autor propio

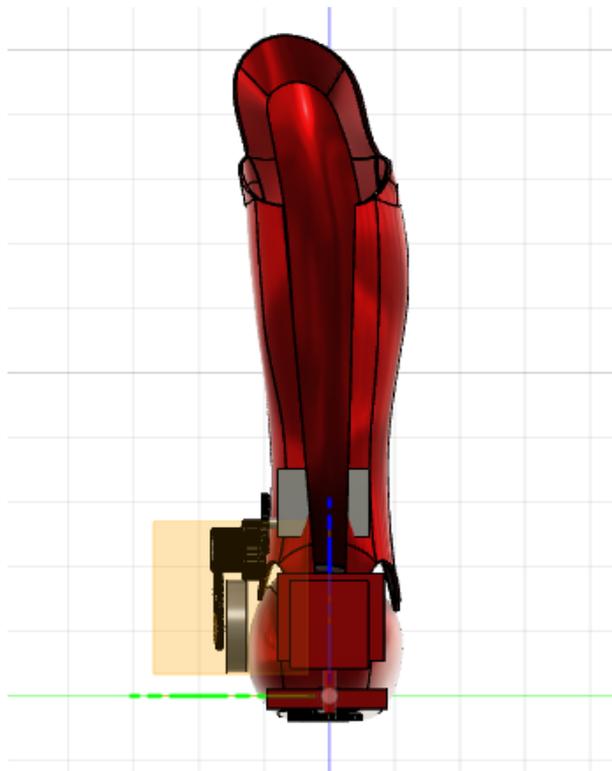


Figura 71. Plano izquierdo. Autor propio

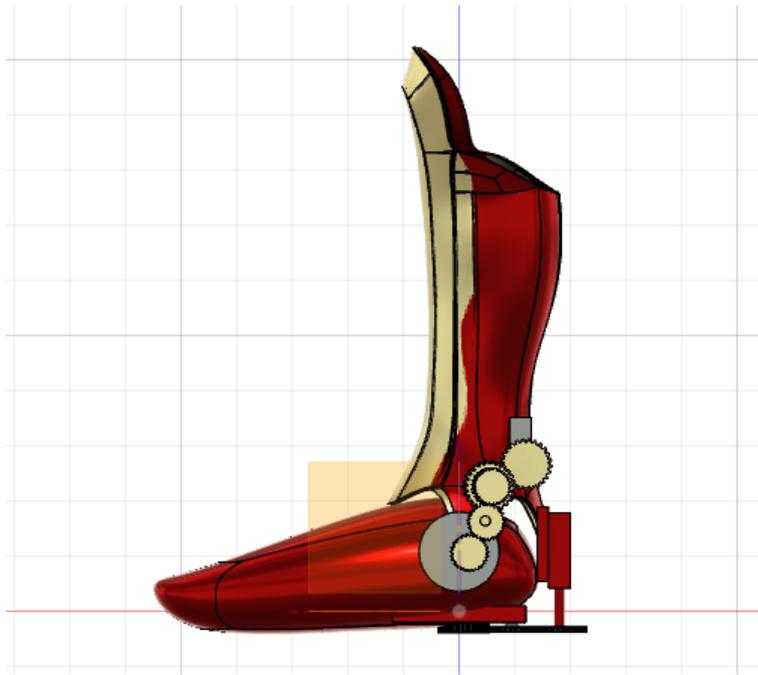


Figura 72. Plano posterior. Autor propio

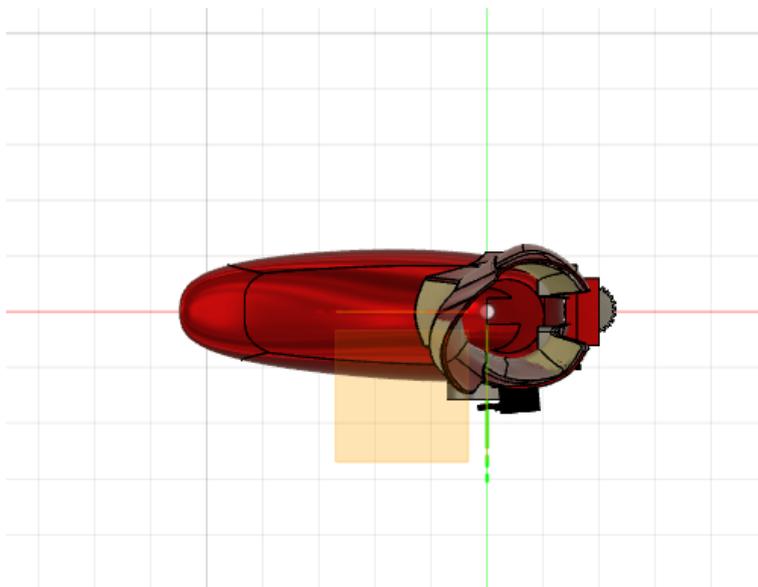


Figura 73. Plano superior. Autor propio

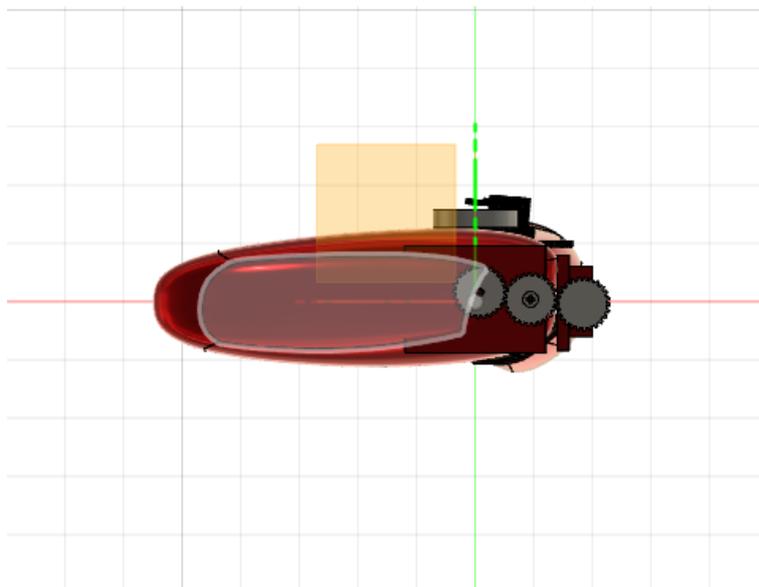


Figura 74. Plano inferior. Autor propio